

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA - UnB**  
**FACULDADE UnB GAMA – FGA**  
**CURSO DE ENGENHARIA ELETRÔNICA**

**MODELAGEM DA PELE HUMANA USANDO *BOND GRAPH***  
**PARA DESENVOLVIMENTO DE UM SIMULADOR**  
**DERIVADO DE LÁTEX**

**Autora: Êmille Késsy Ferreira de Souza**  
**Orientadora: Dr<sup>a</sup>. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa**

**Brasília/DF**

**2014**



**ÊMILLE KÉSSY FERREIRA DE SOUZA**

**MODELAGEM DA PELE HUMANA USANDO *BOND GRAPH*  
PARA DESENVOLVIMENTO DE UM SIMULADOR  
DERIVADO DE LÁTEX**

Monografia submetida ao curso de graduação  
em Engenharia Eletrônica da Universidade de  
Brasília, como requisito parcial para obtenção  
do título de bacharel em Engenharia Eletrônica.

Orientadora: Dr<sup>a</sup>. Suélia de Siqueira Rodrigues  
Fleury Rosa

Co-orientador: Me. Mário Fabrício Fleury Rosa

**Brasília, DF**

**2014**

## CIP – Catalogação Internacional da Publicação\*

Ferreira de Souza, Êmille Késsy.

Modelagem da pele humana usando *Bond Graph* para desenvolvimento de um simulador derivado de látex / Êmille Késsy Ferreira de Souza. Brasília: UnB, 2014. 85 p. : il. ; 29,5 cm.

Monografia (Graduação) – Universidade de Brasília  
Faculdade do Gama, Brasília, 2014. Orientação: Suélia de Siqueira  
Rodrigues Fleury Rosa.

1. Pele humana. 2. Modelagem *Bond Graph*. 3. Látex. I. De Siqueira Rodrigues Fleury Rosa, Suélia. II. Modelagem da pele humana usando *Bond Graph* para desenvolvimento de um simulador derivado de látex.

CDU Classificação



## **REGULAMENTO E NORMA PARA REDAÇÃO DE RELATÓRIOS DE PROJETOS DE GRADUAÇÃO FACULDADE DO GAMA - FGA**

**Êmille Késsy Ferreira de Souza**

Monografia submetida como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica da Faculdade UnB Gama - FGA, da Universidade de Brasília, em 24/06/14 apresentada e aprovada pela banca examinadora abaixo assinada:

---

**Prof. Dr<sup>a</sup>.: Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa, UnB/ FGA**

Orientador

---

**Prof. Me. Mário Fabrício Fleury Rosa, UnB/FCE**

Co-orientador

---

**Prof. Dr.: Adson Ferreira da Rocha, UnB/ FGA**

Membro Convidado

---

**Prof. Dr. José Felício da Silva, UnB/ FGA**

Membro Convidado

Brasília, DF

2014

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente a Deus, por ter me concedido a graça de estar me formando, por ter providenciado todo o necessário para que isso ocorresse.

Aos meus pais e irmã, que estiveram comigo em todos os momentos. Me ajudando, me confortando quando preciso. A vocês eu dedico esta conquista, sem vocês eu nada seria.

À professora Suélia, que é um ser humano incrível, por sua dedicação e confiança em mim. Saiba que a senhora é meu maior exemplo profissional.

Aos professores Adson e Felício, pelos conselhos e disposição em avaliar meu trabalho.

Ao professor Mário, que me auxiliou na escrita.

Aos amigos, que compartilharam da alegria e dificuldades de cursar engenharia.

## RESUMO

O presente trabalho tem por objetivo propor uma modelagem matemática da pele humana, visando compreender seu funcionamento em função de algumas variáveis que compõem este sistema, correlacionando-as de forma a tentar reproduzir sua ação em resposta à inserção de agulhas flexíveis e avaliar os parâmetros que podem ser interferidos ou variados neste sistema. Com objetivo de aliar a capacidade da modelagem matemática, pretende-se realizar uma análise dinâmica de sistemas complexos não-lineares. Para isso, o método aplicado será a modelagem *Bond Graph*, que permite a obtenção via espaço de estado, análises da dinâmica não linear do sistema, dinâmica interna e técnica da dinâmica zero. Será desenvolvido um protótipo derivado de látex (biomaterial), pelo processo de confecção manual, que será avaliado como um simulador das características dinâmicas da pele para ensaios com agulha. Este protótipo será validado, comparando suas respostas com testes feitos em pele humana. A escolha do látex como material justifica-se pela biocompatibilidade, propriedades mecânicas e facilidade de moldar esse material em formatos complicados. Destarte, esse projeto apresenta grande importância pois permite, através da modelagem e simulação do comportamento da pele humana através do protótipo para testes, maior precisão por meio do controle da agulha melhorando a eficácia dos sistemas de guiagem robóticos.

## ABSTRACT

This present work aims to propose a mathematical modeling of the human skin, with the objective to understand its operation due to some variables that compose this system, correlating them to try to reproduce its action in response to the insertion of flexible needles and evaluate the parameters that may be interfered or varied in the system. Aiming to combine the ability of mathematical modeling, it is intended to perform a dynamic analysis of complex nonlinear. For that, the method used will be *Bond Graph* modeling, which allows obtaining the state space solution, the analysis of nonlinear dynamics of the system, internal dynamics and zero dynamics technique. It will be developed a prototype derived from latex (biomaterials), by the manual making process, that will be valued as a simulator of the skin dynamic characteristics for tests using needle. This prototype will be validated, comparing its answers with tests in human skin. The choice of latex as material is justified by biocompatibility, mechanical properties and ease of shaping this material into complicated shapes. Thus, this project has great importance because it allows, through modeling and simulation of the human skin behavior through prototype testing, greater precision by controlling the needle improving the effectiveness of robotic guidance systems.

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>10</b>
1.1. PROBLEMATIZAÇÃO E CONTEXTUALIZAÇÃO.....	10
1.2. OBJETIVOS.....	13
1.3. JUSTIFICATIVA.....	13
1.4. ESTRUTURA DO DOCUMENTO.....	14
<b>2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....</b>	<b>15</b>
2.1. ANATOMIA E FISIOLOGIA DA PELE HUMANA.....	16
2.1.1. A epiderme.....	17
2.1.2. A derme.....	18
2.1.3. A hipoderme.....	19
2.2. O BIOMATERIAL LÁTEX.....	19
<b>3. FUNDAMENTAÇÃO E METODOLOGIA.....</b>	<b>22</b>
3.1. MODELAGEM MATEMÁTICA DA PELE – MODELO 1.....	22
3.1.1. Construção do modelo mecânico.....	22
3.1.2. Modelagem fenomenológica.....	24
3.1.3. Modelagem via ferramenta <i>Bond Graph</i> .....	28
3.1.4. Comparação das Abordagens de Modelagem.....	40
3.2. MODELAGEM MATEMÁTICA DA PELE – MODELO 2.....	41
3.2.1. Construção do modelo mecânico.....	41
3.2.2. Modelagem via <i>Bond Graph</i> .....	42
3.2.3. Comportamento da força de perfuração da agulha.....	47
3.3. DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO.....	48
3.3.1. Parametrização do módulo.....	48
3.3.2. Definição do protocolo de confecção.....	50
3.4. DESENVOLVIMENTO DO CIRCUITO DE AQUISIÇÃO DOS SINAIS.....	53
3.4.1. Sensor FlexiForce A201.....	53
3.4.2. Circuito de condicionamento.....	54
3.4.3. MSP 430 eZ430-RF250.....	55
3.4.4. Circuito Final.....	56
<b>4. RESULTADOS E VALIDAÇÃO.....</b>	<b>59</b>
4.1. SIMULAÇÕES COMPUTACIONAIS – MODELO 1.....	59
4.1.1. Dinâmica geral do sistema – Abordagem fenomenológica.....	60



<b>4.1.2. Dinâmica Geral do sistema – Abordagem <i>Bond Graph</i>.....</b>	<b>64</b>
4.2.    SIMULAÇÕES COMPUTACIONAIS – MODELO 2.....	67
4.3.    SIMULAÇÕES COMPUTACIONAIS – FORÇA DE PERFURAÇÃO.....	72
4.4.    ENSAIOS COM AGULHA EM PELE HUMANA – SEM PERFURAÇÃO....	72
4.5.    PROTÓTIPO DE PELE HUMANA DERIVADO DE LÁTEX E ENSAIOS....	75
<b>5. CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS.....</b>	<b>82</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>84</b>

## 1. INTRODUÇÃO

O setor de Tecnologia Assistiva, dentre outras questões, contribui para proporcionar e aumentar habilidades funcionais de pessoas acometidas; desde injúrias leves até graves deficiências, almejando uma vida minimamente digna e autônoma ao paciente. Como área de conhecimento no Brasil, a nominada Tecnologia Assistiva, surgiu a partir de novembro de 2006, quando o Comitê de Ajudas Técnicas (CAT), através de sua portaria número 142, propôs seu conceito. Pelo fato da recente institucionalização da área representada pela Tecnologia Assistiva, naturalmente há uma desassociada produção acadêmica/científica especializada, tanto nos aspectos de Investigação e Desenvolvimento (I&D) quanto em Pesquisa e Desenvolvimento (P&D), devido à pulverizada produção nos canais científicos. Nesse sentido acarretando duas consequências importantes: i) baixa produção conceitual e tecnológica; ii) índices inferiores de políticas públicas que ofertem a Tecnologia Assistiva em Saúde.

Um dos grandes desafios das ciências exatas das engenharias atualmente é traduzir em termos e relações matemáticas o funcionamento de fenômenos e sistemas que compõem o universo. Deseja-se desenvolver e usar esse conhecimento de como os fatores de um sistema se relacionam para adequar e melhorar os processos que interagem com tal sistema. Neste âmbito é inserido este trabalho, que apresenta o processo de modelagem matemática da pele humana com o objetivo de melhorar os processos de perfuração com agulhas, de forma que a resposta da pele à perfuração seja utilizada como um controlador. Essa modelagem conduzirá à construção de um protótipo simulador de pele humana, confeccionado com o biomaterial látex.

### 1.1 PROBLEMATIZAÇÃO E CONTEXTUALIZAÇÃO

A tecnologia crescente de robôs autônomos em diversas áreas possibilitou sua aplicação também em algumas áreas da medicina que requerem precisão e confiabilidade, como os procedimentos cirúrgicos. Na literatura, o problema de controle de robôs móveis tem sido trabalhado sob duas grandes análises: i) navegação e ii) guiagem. Nesse segundo contexto, surge o emprego em aplicações em cirurgias minimamente invasivas, como biopsias uterinas, de próstata e outras. Robôs ativos, que são aqueles capazes de mover o instrumento, são utilizados nas cirurgias transmitindo de modo acurado o movimento das mãos, filtrando e eliminando o tremor natural, e aumentando a precisão cirúrgica (Bann *et al.*, 2003).

Um procedimento clínico frequente para muitos tratamentos médicos é a inserção da agulha através da pele do paciente. Embora seja considerado um dos procedimentos médicos mais simples e minimamente invasivos, apresenta um aspecto crítico, pois a perfuração da agulha pode atingir estruturas delicadas tais como nervos ou vasos sanguíneos (Reed *et al.*, 2011). Este fato colabora para a necessidade do conhecimento do tecido a ser perfurado, o órgão foco deste estudo, a pele, o maior órgão do corpo humano.

Neste trabalho, a região do corpo estudada será especificamente a região torácica, pois sabe-se que a pele apresenta propriedades mecânicas que podem variar de acordo com a região do corpo, tendo um comportamento não linear. É nessa região que ocorrem o maior número de perfurações.

A pele é constituída por três camadas: epiderme, derme e hipoderme. A epiderme é um epitélio de multi-camadas praticamente desprovido de matriz extra-celular (ECM). A derme é a mais grossa das três camadas da pele e responde pela maioria das propriedades mecânicas de resiliência desta. É constituída de um tecido conjuntivo composto de fibroblastos que contém nervos, vasos sanguíneos e vasos linfáticos, entre outras características importantes. A hipoderme é a camada mais profunda, composta de tecido adiposo e funciona como isolamento, amortecimento e armazenamento (Chen *et al.*, 2009).

Segundo Reed *et al.* (2011), em função da sua composição, ao ser perfurada por uma agulha, ocorre na pele uma distribuição da pressão e força de elasticidade que podem ser contempladas pelo sistema de robótica como parâmetro de controle. A inserção da agulha com direção guiada por robô tem o potencial para melhorar a eficácia dos procedimentos médicos atuais, uma vez que possibilita maior precisão por meio do controle mais ágil da trajetória da ponta da agulha. Também o desenvolvimento de novas abordagens, devido à possibilidade de alcançar alvos não acessíveis por uma trajetória em linha reta, assevera o autor. Esse é um exemplo de aplicação.

Para tal finalidade, uma vez que se trata de um órgão complexo, existe a necessidade de mensurar as complexas propriedades mecânicas da pele humana por meio de uma representação matemática capaz de simular as deformações que nela ocorrem durante os movimentos do corpo e os procedimentos cirúrgicos, haja vista que este sistema apresenta propriedades mecânicas não-lineares, anisotrópica e viscoelástica que variam de indivíduo para indivíduo, com a localização no corpo e com a idade (Flynn *et al.*, 2010).

Destarte, há a necessidade de representar aspectos e parâmetros essenciais desse sistema por meio da modelagem matemática com o objetivo de compreender seu funcionamento em função de algumas variáveis importantes. Modelar um sistema fisiológico tem como princípio reproduzir sua ação e com isso poder avaliar os parâmetros que podem ser interferidos ou variados neste. Devido aos aspectos naturais do corpo humano em que são compostas muitas interações complexas, modelar matematicamente sistemas fisiológicos permite o desenvolvimento de um procedimento e a geração de parâmetros que pode ser mais eficaz (Ritter *et al.*, 2005).

Dentre as técnicas de modelagem em geral, de acordo com Aguirre (2007), é necessário encontrar mecanismos que permitam construir modelos que utilizem conceitos da modelagem teórica e da modelagem empírica (caixa-cinza). O presente trabalho propõe a utilização da teoria de *Bond Graph* na representação de sistemas fisiológicos. A teoria de *Bond Graph* é uma representação unificada de sistemas dinâmicos no qual os elementos interagem entre si através de portas, alocados dentro do sistema, onde ocorrerá a troca de energia (Karnopp *et al.*, 2000; Rosa e Altoé, 2013). Tal como afirma Rosa e Altoé (2013), a metodologia de obtenção do modelo via ferramenta *Bond Graph* pode ser definida em três passos: i) especificar o sistema análogo com base no modelo fisiológico real; ii) determinar os domínios de energia e iii) definir a simplificação de hipóteses e as variáveis de entrada e saída do sistema.

Após a obtenção do modelo, há a necessidade de se desenvolver um protótipo de pele que simule a humana com tais características dinâmicas para ensaios com agulhas. Propõe-se, para a construção desse protótipo, a utilização do biomaterial látex, altamente empregado em dispositivos médicos, que pode ser usado para substituir parte de um sistema vivo ou para funcionar em contato direto com um tecido vivo, visando substituir, reparar ou auxiliar na função de órgãos ou tecidos danificados de forma segura, responsável, econômica e fisiologicamente aceitável (Rosa, 2009). O uso do látex justifica-se também pela facilidade em moldar esse biomaterial em formatos complexos.

Outrossim, o presente trabalho tem como objetivo propor uma modelagem matemática da pele humana considerando a força de perfuração da agulha (variável de entrada do sistema), sua excitação de entrada e correlacionando os fatores inerentes à resposta da pele ao procedimento. Para validar tal sistema, um protótipo de pele foi confeccionado em látex com o intuito de representar o modelo obtido e ser um simulador para testes. A importância deste

trabalho justifica-se pela contribuição à melhoria dos procedimentos de perfuração com agulha, pois permite analisar como a pele reage a tal procedimento, de forma a aperfeiçoá-lo.

## 1.2 OBJETIVOS

O presente trabalho tem como objetivo principal propor um modelo matemático para a pele humana para caracterizar e reproduzir seu comportamento em resposta à inserção de uma agulha guiada por um braço robótico. Para isso serão usados os métodos de modelagem fenomenológica e *Bond Graph*, que avalia o fluxo de energia do sistema. Após a construção do modelo será confeccionado um protótipo de pele à base de látex, um biomaterial, para ser utilizado como um ambiente de simulação e validar os resultados obtidos. Os objetivos específicos são:

- Estudar de forma detalhada o órgão alvo, a pele humana, especificamente a região torácica;
- Pesquisar os modelos matemáticos ou estudos sobre a pele na literatura que possam auxiliar na construção do modelo;
- Estudar os dois métodos de modelagem: a fenomenológica e *Bond Graph*;
- Modelar o sistema através das vias fenomenológica e *Bond Graph*;
- Realizar simulações utilizando os *software* MatLab e 20Sim;
- Desenvolver *design* (para ensaio *in vitro*) da pele a ser confeccionada;
- Definir o protocolo de confecção do protótipo;
- Realizar ensaios com agulha na pele de látex usando instrumentação.

## 1.3 JUSTIFICATIVA

Conforme citado anteriormente, este trabalho contribui para o aperfeiçoamento dos procedimentos cirúrgicos baseados na perfuração da pele humana com agulhas, pois permite o conhecimento da resposta deste órgão à perfuração, especificamente a região do tórax. Controlar melhor os parâmetros inerentes ao procedimento, como a pressão aplicada e seus movimentos. Propicia também, através da confecção do protótipo de pele, um ambiente de simulação para o procedimento de perfuração, de forma também a validar a modelagem realizada.

## 1.4 ESTRUTURA DO DOCUMENTO

O presente trabalho foi dividido em alguns tópicos. Inicialmente apresenta-se uma Introdução seguida da seção intitulada Revisão Bibliográfica que inclui a contribuição de trabalhos anteriores na área de modelagem da pele humana assim como a base de conhecimentos que será utilizada para realização deste trabalho, a respeito da anatomia e fisiologia da pele humana, da ferramenta *Bond Graph* e do biomaterial látex. A seção a seguir, Fundamentação e Metodologia, apresenta subitens referentes ao processo de modelagem matemática através das abordagens fenomenológica e *Bond Graph*, assim como o processo de confecção do protótipo derivado de látex. Os Resultados são apresentados em seguida. Por fim, tem-se a seção final, que trata das conclusões e trabalhos futuros.

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Apresenta-se, nesta seção, a descrição de alguns trabalhos que contribuem para esta pesquisa em tela. Para descrever um sistema específico e modelá-lo é necessário o conhecimento da estrutura e funcionamento deste sistema, a subseção Anatomia e Fisiologia da pele descreve essas informações. São também apresentadas informações sobre o biomaterial látex, porque é utilizado, suas vantagens e aplicações na área médica.

Dados os objetivos deste trabalho definidos e justificados, fez-se uma busca por trabalhos anteriores que pudessem contribuir com informações relevantes para a fundamentação deste trabalho.

Na pesquisa por modelos matemáticos da pele humana, Boyer *et al.* (2007) realizou uma caracterização das propriedades viscoelásticas da pele utilizando dinâmica *micro-indentation*. O autor chegou à conclusão de que o modelo de Kelvin Voigt é uma boa aproximação para descrever o comportamento da pele. Este modelo consiste em uma mola e um amortecedor dispostos em paralelo, a mola representa a componente elástica e o amortecedor representa a componente viscosa do modelo.

Por sua vez, Magnenat-Thalmann *et al.* (2002) apresenta em seu trabalho um modelo computacional para a pele estudando suas propriedades mecânicas em consequência da idade, com foco de aplicação na área de cosméticos. Na sua pesquisa, a pele é modelada como uma estrutura multicamadas, tal qual a realidade. As camadas são compostas por diferentes tecidos com diferentes propriedades. É proposto um modelo estrutural da pele em camadas, um modelo de efeito para a deformação da pele utilizando a Lei de Hooke e um modelo de simulação para as rugas. São apresentados os resultados para o modelo de duas camadas, como uma primeira aproximação, e um outro modelo de três camadas. Este último apresentou melhores resultados, em concordância com as observações clínicas.

O trabalho de Matsunaga *et al.* (2005) mostrou, entretanto, maior correlação com os objetivos de nossa pesquisa. Foi proposto um modelo chamado ASPM (*Artificial Superficial Pain Model*) composto por três partes: um modelo mecânico para a dor usando um sistema de duas massas, um modelo elástico para a pele e a parte de teoria de controle de portas. Matsunaga *et al.* (2005) considerou a pele como um material elastômero isotópico tal como Kinoshita *et al.* (1972) e a expressou como ilustrado na Figura 1.

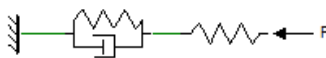


Figura 1 - Modelo mecânico para a pele (Matsunaga *et al.*, 2005).

Rosa *et al.* (2013) utiliza a ferramenta *Bond Graph* também para modelar um procedimento médico: o processo de corte da tíbia humana por uma serra automática. Fatores como a profundidade e a precisão do corte, tempo de exposição do osso à sobrecarga e a acurácia do ângulo da cunha do material ósseo a ser retirado influenciam diretamente no sucesso ou nas complicações do procedimento cirúrgico (Rosa *et al.*, 2013). Dessa forma, o estudo desse sistema é útil para que sejam conhecidas as respostas do sistema a situações diversas, de forma a contribuir no desenvolvimento de aparatos que possam aprimorar tal procedimento. Neste trabalho é proposto um modelo análogo mecânico da tíbia humana com base nos elementos de Maxwell e Voigt e através desse modelo, é aplicada a ferramenta *Bond Graph* para obtenção das variáveis na forma espaço de estado.

## 2.1 ANATOMIA E FISIOLOGIA DA PELE HUMANA

A pele humana é o maior e mais denso órgão do corpo humano. É como uma interface entre o corpo e o ambiente externo, sua função é vital. É um material heterogêneo e anisotrópico (Boyer *et al.*, 2007). É um compósito pseudosólido composto por duas camadas principais, a epiderme e a derme, que são heterogêneas em termos de estrutura e composição, além da hipoderme. Sua função principal é conter os órgãos internos e músculos e protegê-los de eventuais traumas físicos, biológicos e químicos causados pelo ambiente. É também uma barreira que assegura o limite da homeostase do meio interno, a evaporação da água interna, por exemplo. E é um órgão sensível que contém diferentes receptores especializados na detecção de estímulos térmicos e mecânicos, conclui Magnenat-Thalmann *et al.* (2002).

De acordo com Magnenat-Thalmann *et al.* (2002), a pele representa aproximadamente 16% do peso do corpo, tem uma área de superfície de 1,5 a 2,0 m<sup>2</sup> em adultos e uma espessura de 0,2 (pálpebras) a 6,0 mm<sup>2</sup> (sola dos pés). A Figura 2 ilustra a anatomia da pele humana.



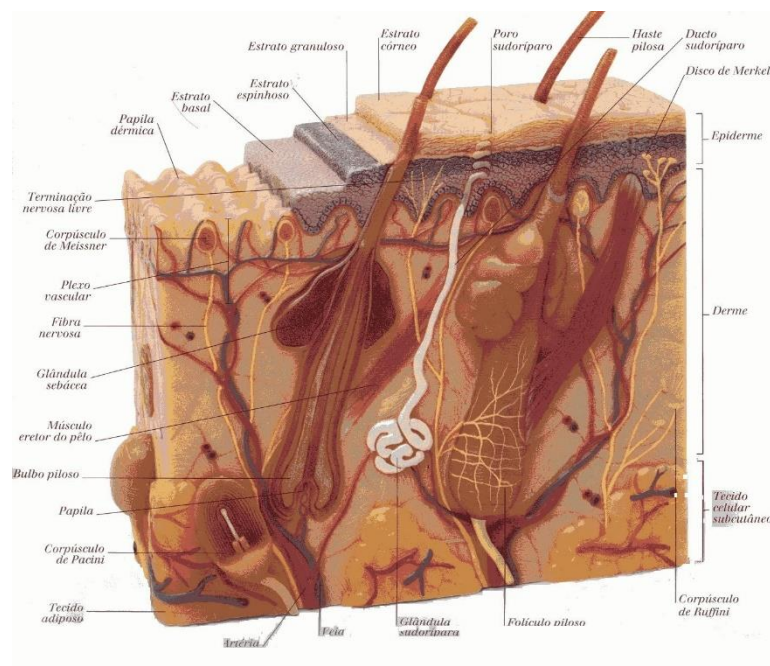


Figura 2 - Anatomia da pele humana (adaptada de Torres).

Os subtópicos a seguir descrevem com mais detalhes as camadas que constituem a pele humana. As informações descritas são baseadas em Guyton e Hall (2011).

### 2.1.1 A epiderme

A epiderme apresenta várias camadas, uma delas é constituída por uma camada de células mortas, planas e compostas principalmente por queratina, de espessura 10 a 20  $\mu\text{m}$ . Sua espessura total varia de 50 a 100  $\mu\text{m}$  conforme a área do corpo.

A célula principal é o queratinócito, que produz a queratina. A queratina é uma proteína resistente e impermeável responsável pela proteção. Há também grupos de melanócitos e células imunitárias. A origem da multiplicação celular é a camada basal, as outras são constituídas de células cada vez mais diferenciadas que com o crescimento basal vão ficando cada vez mais periféricas. As camadas constituintes da epiderme são explicadas a seguir:

- Camada basal é a mais profunda, em contato com a derme, constituída por células cúbicas pouco diferenciadas que se dividem continuamente, dando origem a todas as outras camadas. Contém pouca queratina. Algumas destas células diferenciam-se e passam para as

camadas mais superficiais, enquanto outras permanecem na camada basal e continuam a se dividir (Marques *et. al.*, 2004);

- Camada espinhosa: células cúbicas ou achatadas com mais queratina que as basais. Começam a formar junções celulares umas com as outras, como desmossomas e *tight junctions* (daí o aspecto de espinhos);
- Camada granulosa: células achatadas, com grânulos de queratina proeminentes e outros como substância extracelular e outras proteínas (colágenos);
- Camada lúcida: células achatadas hialinas eosinófilas devido a grânulos muito numerosos protéicos. Estas células libertam enzimas que as digerem. A maior parte já está morta (sem núcleo). Estão presentes na pele sem folículos pilosos (pele glabra);
- Camada córnea: constituída de células achatadas eosinófilas sem núcleo (mortas) com grande quantidade de filamentos, principalmente queratinas.

### 2.1.2 A derme

Esta camada sustenta a camada epiderme e, dependendo da localização anatômica, é constituída por colágeno e fibras de elastina mergulhadas em um meio de água e glicoproteínas. A espessura total varia de 1 a 3 mm e possui duas camadas: a camada papilar de contato com a epiderme (mais fina) e a camada reticular mais densa. Nela se localizam os vasos sanguíneos e linfáticos que vascularizam a epiderme, os nervos e os órgãos sensoriais a eles associados. Os tipos de sensores são citados a seguir:

- Corpúsculo de Vater-Pacini, sensíveis à pressão;
- Corpúsculo de Meissner com função de detecção de pressões de frequência diferente;
- Corpúsculo de Krause, sensíveis ao frio (pele glabra);
- Órgão de Ruffini, sensíveis ao calor;
- Célula de Merckel, sensíveis a tato e pressão;
- Folículo piloso, com terminações nervosas associadas;
- Terminação nervosa livre, com dendritos livres sensíveis à dor e temperatura.

### 2.1.3 A hipoderme

Esta camada é composta principalmente por adipósitos, faz conexão entre a derme a fáscia muscular e a sua espessura pode variar dependendo da pessoa e do local do corpo. Dentre suas funções estão a proteção contra o frio (isolante térmico), absorção de choque e fixação dos órgãos, reservatório de energia e modelagem da superfície corporal. Suas subcamadas constituintes são:

- Areolar: superficial, formada por adipócitos globulares volumosos e numerosos vasos delicados;
- Lâmina fibrosa: separa a camada areolar da lamelar;
- Lamelar: mais profunda, há aumento da sua espessura com ganho de peso (hiperplasia).

## 2.2 O BIOMATERIAL LÁTEX

Um biomaterial é qualquer substância sintética ou natural que pode ser utilizada como tratamento para substituir parte de um sistema vivo ou para funcionar em íntimo contato com um tecido vivo. Excluem-se aqui os fármacos ou combinações de substâncias (Guastaldi, 2004; Pretel, 2005). São projetados para reparar e/ou reconstituir partes ou funções de órgãos e tecidos podendo ou não servir como matriz, veículo, suporte ou estimulador da formação de novo tecido (Dallan, 2005; Cunha, 2008). Há muitos estudos que consideram a aplicação do látex em vários tecidos como um material de implante e todos com resultados satisfatórios, como expôs Rosa (2009).

O látex, borracha natural inicialmente extraída de uma árvore brasileira (*Hevea brasiliensis*), é um fluido denso e viscoso com aspecto esbranquiçado encontrado no tecido abaixo da casca desta árvore. Este fluido escoar quando uma incisão é feita na casca da árvore ou quando são retiradas camadas bem finas, chamadas sangrias, com o objetivo de provocar a cicatrização do tecido lesado e endurece lentamente em contato com o ar.

Em 1839, Charles Goodyear descobriu o processo de vulcanização em seu laboratório, quando ele acidentalmente deixou cair uma mistura de borracha natural e enxofre em um forno, e conseqüentemente o aqueceu. Devido a esse fato, Goodyear divulgou que a mistura de borracha e enxofre formava um novo material com propriedades melhores do que a borracha

bruta, incluindo as valiosas propriedades de resistência e elasticidade (Paula *et al.*, 2010). O processo de vulcanização consiste no aquecimento da borracha com enxofre, havendo conversão de um emaranhado viscoso de moléculas com longa cadeia numa rede elástica tridimensional, unindo quimicamente estas moléculas em vários pontos ao longo da cadeia. Um sistema de vulcanização contém agentes de vulcanização (enxofre, óxidos metálicos, compostos difuncionais e peróxidos) e, se necessário, aceleradores, ativadores, retardadores, etc, usados para produzir as características de vulcanização desejadas e as propriedades do vulcanizado pretendidas (Gomes). Tais propriedades do látex vulcanizado permitiram que esse material fosse empregado em várias áreas com diferentes propósitos, como no contexto médico.

De acordo com Alves (2004), o látex natural é composto por 36% de partículas de borracha, 1,4% de proteínas, 1,6% de carboidratos, 1% de lipídios, 0,6% de glicolipídios e fosfolipídios, 0,5% de componentes inorgânicos, 58,5% de água e 0,4% de outras substâncias. Os constituintes que não são partículas de borracha são importantes biologicamente para o metabolismo do látex e afetam as propriedades físicas e químicas do fluido (Paula *et al.*, 2010). Para que as partículas sólidas sejam retiradas, é necessário que o látex seja centrifugado, com o objetivo de conferir ao composto final a elasticidade, resistência e biocompatibilidade necessárias para a confecção do dispositivo proposto.

Quando um material estranho entra em contato com os fluidos biológicos, respostas de proteção são desencadeadas e se manifestam como processos inflamatórios ou imunológicos, visando a eliminação do corpo estranho. Dessa forma, a biocompatibilidade é uma característica essencial do látex, pois sua biofuncionalidade só poderá se manifestar caso haja biocompatibilidade, ou seja, o bom desempenho de um biomaterial pós-implante está associado a um equilíbrio entre biocompatibilidade e biofuncionalidade.

Pode-se citar vários trabalhos desenvolvidos na comunidade científica que consideram a aplicação do látex como biomaterial, a seguir são especificados alguns deles:

- Rosa (2009) desenvolveu um sistema de controle de fluxo esofágico para tratamento da obesidade utilizando látex como biomaterial;
- Brandão *et al.* (2007) desenvolveu um novo modelo de prótese vascular microperfurada, confeccionada em tecido recoberto com um composto derivado do látex natural e foram avaliadas algumas propriedades mecânicas como trombogenicidade, biocompatibilidade e o processo de cicatrização;

- Frade *et al.* (2004) propõe o uso de uma membrana de látex no tratamento das lesões cutâneas causadas pela diabetes;
- Pinho *et al.* (2004) estudou o efeito da membrana de látex no processo de reparação do tecido da conjuntiva ocular de coelhos.
- Oliveira *et al.* (2003) considerou o uso do látex como um novo material para a Miringoplastia;
- Mrué (1996) estudou a substituição do esôfago cervical por prótese biossintética de látex em cães. A autora também estudou a biomembrana de látex natural como um meio de reparo de lesões parciais no esôfago (Mrué, 2000);

Entrementes, justifica-se a utilização do biomaterial látex neste trabalho, dadas suas características e contribuições de trabalhos anteriores citadas acima.

### 3. FUNDAMENTAÇÃO E METODOLOGIA

Nesta seção são apresentados e detalhados os procedimentos teóricos/práticos realizados no processo de modelagem da pele humana, com vistas à obtenção de dois modelos. Um seguindo a evolução do outro. O modelo 1 será descrito via modelagem fenomenológica e *Bond Graph*, já o segundo somente via *Bond Graph*.

#### 3.1 MODELAGEM MATEMÁTICA DA PELE – MODELO 1

Serão apresentadas nesta seção duas metodologias para modelagem matemática da pele: a modelagem fenomenológica e a modelagem feita utilizando a teoria *Bond Graph*.

O objetivo é modelar o sistema fisiológico da pele levando em consideração a força de injeção da agulha, que é a variável de entrada do sistema, tendo como princípio reproduzir sua ação e com isso poder avaliar os parâmetros que podem ser interferidos ou variados neste. Pretende-se correlacionar os parâmetros do sistema para que seja prevista uma determinada resposta.

##### 3.1.1. Construção do modelo mecânico

O primeiro procedimento realizado foi, dadas as características da pele humana já citadas, criar um modelo análogo mecânico que pudesse representar o seu comportamento o mais próximo possível, ou seja, traduzir o sistema fisiológico em termos mecânicos. É essencial escolher de forma adequada as componentes elástica e viscosa, bem como a combinação dessas componentes que melhor expresse o comportamento do sistema pele em função do tempo.

Na formulação desse modelo análogo, foram utilizados elementos viscosos e elásticos na tentativa de expressar em termos físico-mecânicos as características estruturais do tecido da pele. Há dois arranjos básicos de componentes descritos na literatura: o modelo de Maxwell e o modelo de Kelvin Voigt. Estes são modelos viscoelásticos que representam aproximações do comportamento de materiais reais, que por vezes são combinados de forma a traduzir de forma aproximada e qualitativa o comportamento de materiais complexos.

O modelo de Kelvin Voigt consiste em uma mola com elasticidade  $k$  disposta em paralelo com um amortecedor de viscosidade  $B$ . Caso uma tensão  $\sigma$  seja aplicada no instante  $t=0$ , a elongação da mola poderá ser não instantânea, sendo retardada pelo amortecedor.

A tensão é distribuída entre os dois componentes, a deformação ocorre a uma taxa variável e, após um tempo dependente da viscosidade do amortecedor, a mola aproxima-se da elongação máxima. Quando a causa da deformação é removida, ocorre o processo reverso, onde a deformação decai com o tempo e o comprimento inicial tende a se restabelecer (Rosa *et al.*, 2013).

O modelo de Maxwell consiste em uma mola e um amortecedor em série, que corresponde ao modelo básico de um fluido, pois o material não para de se deformar a medida que é aplicada uma tensão constante.

Na formulação do modelo análogo da pele, foi utilizado um desses modelos: o modelo de Kelvin Voigt. Boyer *et al.* (2007) também usa esse modelo para representar o comportamento da pele.

Entretanto, o modelo a ser formulado é a resposta da pele à inserção de uma agulha. Adicionou-se ao modelo dois elementos de massa dispostos como na Figura 3. A massa  $M_1$  tem formato triangular, representando a ponta da agulha perfurando a pele, havendo concentração da força em um pequeno ponto. Os elementos de Voigt 1 e 2 de diferentes valores de parâmetros  $B$  e  $k$  representam as camadas da pele de composição tecidual distintas. Esses valores serão atribuídos na fase de simulação de acordo com a rigidez das camadas. A Figura 3 ilustra o modelo análogo mecânico obtido. A Tabela 1 apresenta as correlações feitas, de forma intuitiva, entre a composição da pele e os elementos mecânicos, na transposição para o modelo análogo.

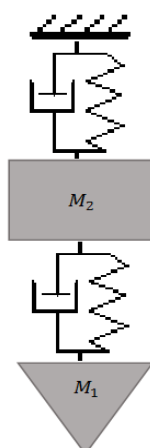


Figura 3 - Modelo análogo mecânico da pele.

Tabela 1 – Correlações e considerações feitas na transposição para o modelo análogo.

	Epiderme	Derme	Hipoderme
Composição principal	Queratina	Colágeno e fibras de elastina, presença de vasos sanguíneos e linfáticos, nervos e órgãos sensoriais	Adipósitos
Principal característica da camada	Resistência	Elasticidade e rigidez	Amortecimento
Elementos mecânicos associados	Mola com alta constante elástica e um amortecedor com baixo índice de amortecimento, ambos em paralelo	Elemento de massa, com valor pequeno, representada por $M_2$ . A massa $M_1$ representa a pressão pontual da agulha na pele	Mola com baixa constante elástica e um amortecedor com alto índice de amortecimento, ambos em paralelo

O modelo análogo acima será utilizado para as duas modelagens, que serão descritas a seguir.

### 3.1.2 Modelagem fenomenológica

A abordagem fenomenológica analisa o sistema aplicando as Leis de Newton. Na Figura 4 são ilustradas as forças e os deslocamentos correspondentes de cada massa que agem no sistema.



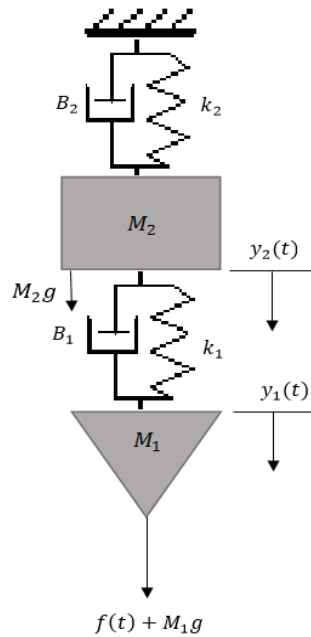


Figura 4 - Ilustração das forças e deslocamentos do sistema.

As massas representam a propriedade de um elemento que armazena energia cinética de um movimento translacional. Pela Lei de Newton:

$$F(t) = m \frac{d^2y(t)}{dt^2} \quad (1)$$

A mola linear é um elemento que armazena energia potencial, sendo descrita por:

$$F(t) = ky(t) \quad (2)$$

O amortecedor representa uma força de retardamento que é uma relação linear entre a força aplicada e a velocidade:

$$F(t) = B \frac{dy(t)}{dt} \quad (3)$$

As equações descritivas de cada componente foram utilizadas para montar o diagrama de corpo livre do sistema análogo, apresentado na Figura 5.

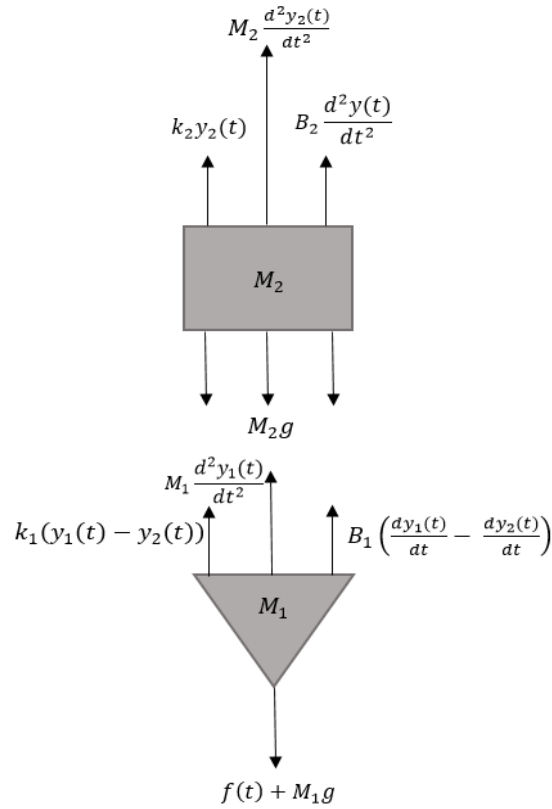


Figura 5 - Diagrama de corpo livre do modelo análogo da pele.

Utilizando a Lei de Newton para analisar o sistema, onde:

$$\sum F(t) = 0 \quad (4)$$

Encontrou-se as equações a seguir, onde omitiu-se o índice  $(t)$  por praticidade.

$$f(t) + M_1 g = M_1 \frac{d^2 y_1}{dt^2} + k_1 (y_1 - y_2) + B_1 \left( \frac{dy_1}{dt} - \frac{dy_2}{dt} \right) \quad (5)$$

$$M_2 g = -k_1 (y_1 - y_2) - B_1 \left( \frac{dy_1}{dt} - \frac{dy_2}{dt} \right) + k_2 y_2 + M_2 \frac{d^2 y_2}{dt^2} + B_2 \frac{dy_2}{dt} \quad (6)$$

Atribuindo as variáveis de estado do sistema como:

$$x_1 = y_1 \quad (7)$$

$$x_2 = \frac{dy_1}{dt} = \frac{dx_1}{dt} \quad (8)$$

$$x_3 = y_2 \quad (9)$$

$$x_4 = \frac{dy_2}{dt} = \frac{dx_3}{dt} \quad (10)$$

E substituindo as equações de (7) a (10) na equação (5), tem-se:

$$\begin{aligned} \frac{d^2 y_1}{dt^2} &= \frac{f(t)}{M_1} + g - \frac{k_1(y_1 - y_2)}{M_1} - \frac{B_1}{M_1} \left( \frac{dy_1}{dt} - \frac{dy_2}{dt} \right) \\ \frac{dx_2}{dt} &= \frac{f(t)}{M_1} + g - \frac{k_1(x_1 - x_3)}{M_1} - \frac{B_1}{M_1} (x_2 - x_4) \\ \frac{dx_2}{dt} &= -\frac{k_1}{M_1} x_1 - \frac{B_1}{M_1} x_2 + \frac{k_1}{M_1} x_3 + \frac{B_1}{M_1} x_4 + \frac{f(t)}{M_1} + g \end{aligned} \quad (11)$$

E substituindo as equações de (7) a (10) na equação (6), tem-se:

$$\begin{aligned} \frac{d^2 y_2}{dt^2} &= g - \frac{k_1(y_1 - y_2)}{M_2} - \frac{B_1}{M_2} \left( \frac{dy_1}{dt} - \frac{dy_2}{dt} \right) - \frac{k_2 y_2}{M_2} - \frac{B_2}{M_2} \frac{dy_2}{dt} \\ \frac{dx_4}{dt} &= g - \frac{k_1(x_1 - x_3)}{M_2} - \frac{B_1}{M_2} (x_2 - x_4) - \frac{k_2 x_3}{M_2} - \frac{B_2 x_4}{M_2} \\ \frac{dx_4}{dt} &= \frac{k_1}{M_2} x_1 + \frac{B_1}{M_2} x_2 - \left( \frac{k_1 + k_2}{M_2} \right) x_3 - \left( \frac{B_1 + B_2}{M_2} \right) x_4 + g \end{aligned} \quad (12)$$

Para Sistemas Lineares Invariantes no Tempo, sabe-se que:

$$\frac{dx(t)}{dt} = Ax(t) + Bu(t) \quad (13)$$

$$y(t) = Cx(t) + Du(t) \quad (14)$$

Onde  $x(t)$  é a vetor de estado,  $u(t)$  é o vetor de entrada e  $y(t)$  é o vetor de saída.

Adaptando as equações (11) e (12) a essa forma, o sistema é descrito por:

$$\begin{bmatrix} \frac{dx_1}{dt} \\ \frac{dx_2}{dt} \\ \frac{dx_3}{dt} \\ \frac{dx_4}{dt} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\frac{k_1}{M_1} & -\frac{B_1}{M_1} & \frac{k_1}{M_1} & \frac{B_1}{M_1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ \frac{k_1}{M_2} & \frac{B_1}{M_2} & -\left(\frac{k_1 + k_2}{M_2}\right) & -\left(\frac{B_1 + B_2}{M_2}\right) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{1}{M_1} + \frac{g}{f(t)} \\ 0 \\ \frac{g}{f(t)} \end{bmatrix} f(t) \quad (15)$$

### 3.1.3 Modelagem via ferramenta *Bond Graph*

A abordagem da modelagem do sistema por *Bond Graph*, grafos de ligação, foi criada pelo Prof. H. M. Paynter, do Massachusetts Institute of Technology, em 1959. Um grafo de ligações visa representar a troca de energia entre componentes de um sistema físico (Filho, 2003).

Na junção física por onde ocorre a transferência de energia entre os componentes de um sistema, um elo é formado onde a potência instantânea é representada por duas variáveis dinâmicas, a variável esforço ( $e$ ) e a variável fluxo ( $f$ ). E a variável energia é caracterizada pelas variáveis integradas esforço acumulado ( $p$ ) e fluxo acumulado ( $q$ ) (Filho, 2003). Os fatores de energia, esforço e fluxo, tem diferentes interpretações em diferentes domínios físicos. Em sistemas mecânicos, como o sistema análogo da pele humana construído, a variável esforço ( $e$ ) é a força e a variável fluxo ( $f$ ) é a velocidade.

$$q(t) = \int f(t) dt \quad (16)$$

$$p(t) = \int e(t) dt \quad (17)$$

Uma ligação representa uma transmissão ideal de energia entre dois pontos ou uma conexão direta entre dois elementos de um sistema. Um grafo de ligações é, então, uma representação gráfica unificada do sistema, visto como a interação dos elementos generalizados interconectados em paralelo (junção tipo 0) ou em série (junção tipo 1). As junções estabelecem restrições de compatibilidade e de continuidade de esforços e fluxos generalizados.

Representados dessa forma, os elementos são interconectados (Filho, 2003).

Os componentes básicos são classificados pelo seu comportamento energético (armazenar ou dissipar energia) e pela sua função dentro do sistema (sensor de fluxo, etc). O elemento de uma porta capacitor (C) armazena energia sem perdas, e tem uma relação constitutiva que relaciona esforço e deslocamento, como por exemplo molas e capacitores. O elemento de uma porta resistivo (R) dissipa energia, como os resistores. Os elementos de inércia (I) também armazenam energia, onde o momento é relacionado ao fluxo por uma lei estática. A Tabela 2 ilustra alguns dos elementos *Bond Graph*, as relações constitutivas desses elementos são apresentadas na Tabela 3.

Na modelagem do sistema análogo da pele serão utilizados somente elementos de uma porta, como os descritos acima. Os elementos de uma porta são endereçados através de uma única porta de energia e há somente um par de variáveis de esforço (e) e fluxo (f).

Tabela 2 - Características dos elementos de *Bond Graph*.

Elementos ativos	SE	Fonte de esforço
	SF	Fonte de fluxo
Elementos passivos	R	Nó dissipador de energia
	I	Nó armazenador de esforço
	C	Nó armazenador de fluxo
Elementos de conversão	TF	Implica transformação de energia
	GY	Implica transformação de energia

Tabela 3 - Representação dos elementos de uma porta e suas relações constitutivas (Filho, 2003).

Elemento generalizado	Relação constitutiva	Representação gráfica
Fonte de esforço	$e = e(t)$	Se $\longrightarrow \rightarrow$
Fonte de fluxo	$f = f(t)$	Sf $\longleftarrow \leftarrow$
Armazenador de fluxo	$e = \frac{1}{C}q$	$\longleftarrow \rightarrow C$
Armazenador de esforço	$f = \frac{1}{I}p$	$\longrightarrow \rightarrow I$
Dissipador	$e = Rf$	$\longrightarrow \rightarrow R$

As junções são usadas para associar os componentes básicos, transmitindo energia. Num

sistema, tais componentes, citados na Tabela 2, são interconectados em série ou em paralelo. Há junção do tipo 0 e junção do tipo 1. A junção do tipo 1, ou junção série, é regida pela seguinte lei: os fluxos são iguais e a soma algébrica dos esforços é zero, sendo os sinais determinados pelo sentido da seta. A junção do tipo 0, ou junção paralela, é regida pela seguinte lei: os esforços são iguais e a soma algébrica dos fluxos é zero, os sinais são determinados pela direção da seta. Resumidamente, na Tabela 4 são apresentadas as características das junções.

Tabela 4 - Características das junções.

Tipo de junção	Regras	Representação gráfica
0 – representa a disposição paralela de componentes elétricos	$f_1 - f_2 - f_3 = 0$ $e_1 = e_2 = e_3$	
1 – representa a disposição série de componentes elétricos	$f_1 = f_2 = f_3$ $e_1 - e_2 - e_3 = 0$	

A barra vertical no início ou no fim da ligação indica a atribuição da causalidade, ou seja, numa junção existem ambas as variáveis, de esforço e fluxo, e somente uma delas pode estar controlada (entrada), a variável complementar é a resposta ao controle imposto à junção. A causalidade estabelece as relações de causa e efeito entre as variáveis de esforço e fluxo. Não será feita aqui uma descrição detalhada de como a causalidade é atribuída, pois o *software* de simulação 20-Sim atribui a causalidade automaticamente. É válido, porém, saber que a causalidade dos elementos capacitivos e inerciais são determinados tais como consta na Tabela 3, já para elementos resistivos ela não é determinada, dependendo do sistema. Para a junção tipo 0 só é permitida uma causalidade “perto”, para a junção tipo 1 só é permitida uma causalidade “longe”, ilustradas na Tabela 4.

Seguindo os passos ilustrados por Gmitterko *et al.* (2011), para transformar o sistema análogo da pele humana apresentado na Figura 3 para um grafo de ligações, os seguintes procedimentos foram seguidos:

1. Identificação do domínio físico representado pelo sistema e identificação dos elementos capacitivos (C), resistivos (R), inerciais (I), fontes de fluxo (SF) ou de esforço (SE) presentes no sistema;
2. Identificação das outras variáveis de energia, como as velocidades dos elementos de massa, nomeando-as e atribuindo-as junções do tipo 1;
3. Identificação das diferenças de esforços, neste caso as diferenças de velocidades, e atribuição da junção do tipo 0 a essas diferenças de velocidades;
4. Conexão dos elementos encontrados no passo 1 com seus respectivos esforços ou diferenças de esforços, representados por junção do tipo 1.
5. Atribuição das causalidades, feita automaticamente pelo *software* de simulação 20-Sim.

O modelo *Bond Graph* final do sistema análogo é apresentado a seguir, na Figura 6:

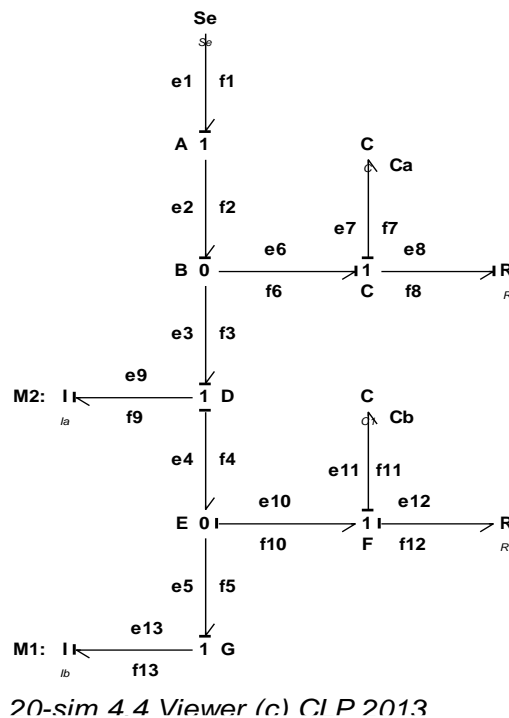


Figura 6 - Modelo *Bond Graph* do sistema análogo.

Em uma análise inicial do grafo de ligação para os elementos de um terminal, a

causalidade determina como o elemento generalizado pode armazenar energia e interagir produzindo as relações dinâmicas em um sistema. Duas formas de causalidade são identificadas: integral e derivativa. Sendo que a forma mais natural é a denominada causalidade integral, pois evita o processo de derivação temporal das variáveis dinâmicas. Nesse sistema em questão, nota-se que não há presença de causalidade derivativa, isso significa que a equação de estado desse sistema será da forma explícita. Assim utilizando o procedimento sistemático para obtenção das equações dos sistema, para a forma de modelo no espaço de estados.

Para retirar as equações desse modelo, os seguintes passos foram seguidos, alguns já inseridos na Figura 6:

1. Numerar as ligações;
2. Nomear as junções;
3. Numerar os esforços e fluxos de cada ligação;
4. Definição das variáveis de estado, por exemplo, fluxo acumulado  $q$  nos elementos capacitivos generalizados e esforço acumulado  $p$  nos elementos indutivos generalizados, que representam causalidade integral, já definida;
5. Anotar  $\dot{q}$  e  $\dot{p}$  no grafo de ligações, nas ligações apropriadas, para representar esforço e fluxo correspondendo a cada variável  $p$  e  $q$ . Anotar também, a variável esforço  $e$  em cada capacitor, e a variável fluxo  $f$  em cada indutor;
6. Definir o vetor de estados  $\mathbf{x}$ ;

$$\mathbf{x} = [\dot{x}_1 \quad \dot{x}_2 \quad \dot{x}_3 \quad \dot{x}_4] = [\dot{q}_8 \quad \dot{p}_9 \quad \dot{q}_{12} \quad \dot{p}_{13}]$$

$$\dot{q}_8 = f_8 \tag{18}$$

$$\dot{p}_9 = e_9 \tag{19}$$

$$\dot{q}_{12} = f_{12} \tag{20}$$

$$\dot{p}_{13} = e_{13} \tag{21}$$

7. Deve-se analisar cada junção, aplicando suas devidas regras de continuidade e compatibilidade e usar essas relações para se obter os elementos do vetor  $\mathbf{x}$ ;

Junção A – tipo 0 – junção série



$$f_1 = f_2 \quad (22)$$

$$e_1 - e_2 = 0 \quad (23)$$

Junção B – tipo 0 – junção paralelo

$$e_2 = e_3 = e_6 \quad (24)$$

$$f_2 - f_3 - f_6 = 0 \quad (25)$$

Junção C – tipo 1 – junção série

$$f_6 = f_7 = f_8 \quad (26)$$

$$e_6 - e_7 - e_8 = 0 \quad (27)$$

Junção D – tipo 1 – junção série

$$f_3 = f_4 = f_9 \quad (28)$$

$$e_3 - e_9 - e_4 = 0 \quad (29)$$

Junção E – tipo 0 – junção paralelo

$$e_4 = e_5 = e_{10} \quad (30)$$

$$f_4 - f_5 - f_{10} = 0 \quad (31)$$

Junção F – tipo 1 – junção série

$$f_{11} = f_{12} = f_{10} \quad (32)$$

$$e_{10} - e_{12} - e_{11} = 0 \quad (33)$$

Junção G – tipo 1 – junção série

$$f_{13} = f_5 \quad (34)$$

$$e_5 - e_{13} = 0 \quad (35)$$

8. Escrever as relações constitutivas para os elementos armazenadores de energia com causalidade integral.

Para elemento inercial, da Tabela 3:

$$fn = \frac{1}{In} * pn \quad (36)$$

Então,

$$f_9 = \frac{1}{M_2} * p_9 \quad (37)$$

$$f_{13} = \frac{1}{M_1} * p_{13} \quad (38)$$

Para elemento capacitivo, da Tabela 3:

$$en = cn * qn \quad (39)$$

Então,

$$e_8 = Ca * q_8 = \frac{1}{k_2} q_8 \quad (40)$$

$$e_{12} = Cb * q_{12} = \frac{1}{k_1} q_{12} \quad (41)$$

Para elemento resistivo:

$$fn = \frac{1}{Rn} * en \quad (42)$$

$$en = Rn * fn \quad (43)$$

Então,

$$f_7 = \frac{1}{B_2} * e_7 \quad (44)$$

$$e_{11} = B_2 * f_{11} \quad (45)$$

9. A partir das relações das junções e das relações constitutivas dos elementos, as equações no espaço de estados são obtidas por algebrismo.

*Obtenção do primeiro estado*

Sabe-se que  $\dot{q}_8 = f_8$ , mas quem é  $f_8$ ? Procura-se entre todas as equações obtidas acima, quais relacionam  $f_8$ . São essas:

$$\dot{q}_8 = \dot{x}_1;$$

$$q_8 = x_1;$$

$$f_8 = f_7 = f_6;$$

$$e_6 - e_7 - e_8 = 0;$$

Da equação (40),

$$e_6 - e_7 - \frac{1}{k_2} * q_8 = 0 \quad (46)$$

Da equação (44),

$$f_8 = f_7 = \frac{1}{B_2} * e_7 \quad (47)$$

Mas quem é  $e_7$ ?

Da equação (46),

$$-e_7 = -e_6 + \frac{1}{k_2} * q_8$$

Então

$$e_7 = e_6 - \frac{1}{k_2} * x_1$$

Mas quem é  $e_6$ ?

$e_6 = e_3 = e_2$ , mas quem é  $e_3$  ou  $e_2$ ?

Da equação (23),

$$e_1 - e_2 = 0$$

$$e_2 = e_1$$

Observando o modelo *Bond Graph*, Figura 6, tem que:

$$e_1 = SE$$

Então,

$$e_2 = e_6 = SE$$

Da equação (46),

$$e_7 = SE - \frac{1}{k_2} * x_1$$

Substituindo esse valor de  $e_7$  na equação (47),

$$f_8 = f_7 = \frac{1}{B_2} * SE - \frac{1}{k_1 B_2} x_1$$

$$f_8 = \frac{1}{B_2} * \left( SE - \frac{1}{k_2 B_2} x_1 \right)$$

$$\dot{x}_1 = \frac{1}{B_2} * SE - \frac{1}{k_2 B_2} x_1 \quad (48)$$

*Obtenção do segundo estado*

Da mesma forma que para o primeiro estado, procura-se as equações que relacionam a varável  $e_9$ , pois esta representa o segundo estado.

$\dot{p}_9 = e_9$ , mas quem é  $e_9$ ? De (28) e (29),

$$e_3 - e_9 - e_4 = 0$$

$$f_3 = f_4 = f_9$$

De (37),

$$f_9 = \frac{1}{M_2} * p_9, \text{ e } p_9 = x_2$$

$e_3 - e_9 - e_4 = 0$ , mas quem é  $e_3$ ,  $e_4$ ?

$$e_3 = e_2$$

$$e_2 = e_1, \text{ então } e_3 = e_1$$

Observando o modelo *Bond Graph*,

$$e_1 = SE = e_3$$

$$e_4 = e_5 = e_{10}, \text{ mas quem é } e_5, e_{10}$$

De (35),  $e_5 = e_{13}$ , mas quem é  $e_{13}$ ?

$$e_4 = e_{13}$$

$$e_{13} = \dot{x}_4$$

E quem é  $e_{10}$ ?

$$e_{10} - e_{12} - e_{11} = 0$$

$$e_{12} = \frac{1}{k_1} * q_{12}, \text{ das relações constitutivas.}$$

$e_{11} = B_2 f_7$ , das relações constitutivas.

Então,

$$e_{10} = \frac{1}{k_1} * q_{12} + B_2 f_7 = e_4$$

$$e_3 - e_9 - e_4 = 0$$

$$e_3 - e_4 = e_9$$

$$SE - \frac{1}{k_1} * q_{12} - B_2 f_7 = e_9$$

$$SE - \frac{1}{k_1} * x_3 - B_2 f_7 = e_9$$

$$SE - \frac{1}{k_1} * x_3 - \frac{B_2 e_7}{B_2} = e_9$$

$$e_9 = SE - \frac{1}{k_1} * x_3 - SE - \frac{1}{k_2} * x_1$$

$$\frac{1}{k_2} * x_1 - \frac{1}{k_1} * x_3 = \dot{p}_9 = \dot{x}_2 \quad (49)$$

*Obtenção do terceiro estado*

Seguindo a mesma linha de raciocínio, fazendo manipulações algébricas como foram feitas para os dois primeiros estados, tem-se:

$$q_{12} = f_{12}, \text{ mas quem é } f_{12}?$$

$$f_{11} = f_{12} = f_{10}$$

$$e_{10} - e_{12} - e_{11} = 0, e_{11} = e_{10} - e_{12}$$

$$f_{11} = \frac{e_{11}}{B_2} = \frac{B_2 f_7}{B_2} = f_7$$

$$e_{11} = \frac{q_{12}}{k_1} + B_2 f_7 - \frac{q_{12}}{k_1} = B_2 f_7 = B_2$$

$$f_{11} = f_7 = \frac{1}{B_2} * \left( SE - \frac{1}{k_2} * x_1 \right) = f_{11} = f_{12}$$

$$\begin{aligned}
\dot{q}_{12} &= \frac{1}{B_2} * SE - \frac{1}{k_2} * x_1 \\
\dot{x}_3 &= \frac{1}{B_2} * SE - \frac{1}{k_2} * x_1
\end{aligned} \tag{50}$$

*Obtenção do quarto estado*

$\dot{p}_{13} = e_{13}$ , mas quem é  $e_{13}$ ?

$$\begin{aligned}
e_{13} = e_5 = e_4 = e_{10} &= \frac{q_{12}}{k_1} + B_2 f_7 = \frac{q_{12}}{k_1} + B_2 * \left( \frac{1}{B_2} * SE - \frac{1}{k_1 B_2} * x_1 \right) \\
e_{13} = e_5 = e_{10} &= \frac{q_{12}}{k_1} + SE - \frac{x_1}{k_1} = \frac{x_3}{k_1} + SE - \frac{x_1}{k_1} = \dot{p}_{13} = \dot{x}_4
\end{aligned} \tag{51}$$

As equações de estado finais são as equações (49), (50), (51), (52), citadas novamente a seguir:

$$\begin{aligned}
\dot{x}_1 &= \frac{SE}{B_2} - \frac{1}{k_2 B_2} * x_1 \\
\dot{x}_2 &= \frac{x_1}{k_2} - \frac{x_3}{k_1} \\
\dot{x}_3 &= \frac{SE}{B_2} - \frac{x_1}{k_2} \\
\dot{x}_4 &= SE + \frac{x_3}{k_1} - \frac{x_1}{k_1}
\end{aligned}$$

Para colocar essas equações na forma matricial, tem-se que:

$\dot{\mathbf{x}} = \mathbf{A}\mathbf{x} + \mathbf{B}\mathbf{u}$ , tal qual para a modelagem fenomenológica, onde  $\mathbf{u} = SE$  é a matriz de entrada. Dessa forma:

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \\ \dot{x}_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{1}{k_2 B_2} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{1}{k_2} & 0 & -\frac{1}{k_1} & 0 \\ -\frac{1}{k_2} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{1}{k_1} & 0 & \frac{1}{k_1} & 0 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \frac{1}{B_2} \\ 0 \\ \frac{1}{B_2} \\ 1 \end{bmatrix} SE \quad (52)$$

### 3.1.4 Comparação das Abordagens de Modelagem

Analisando os resultados que foram obtidos através das modelagens feitas pela abordagem fenomenológica e por *Bond Graph*, tem-se que pela abordagem fenomenológica:

$$\begin{bmatrix} \frac{dx_1}{dt} \\ \frac{dx_2}{dt} \\ \frac{dx_3}{dt} \\ \frac{dx_4}{dt} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\frac{k_1}{M_1} & -\frac{B_1}{M_1} & \frac{k_1}{M_1} & \frac{B_1}{M_1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ \frac{k_1}{M_2} & \frac{B_1}{M_2} & -\left(\frac{k_1 + k_2}{M_2}\right) & -\left(\frac{B_1 + B_2}{M_2}\right) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{1}{M_1} + \frac{g}{f(t)} \\ 0 \\ \frac{g}{f(t)} \end{bmatrix} f(t) \quad (53)$$

$$\begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix} \quad (54)$$

Tal que a matriz de saída  $\mathbf{y} = \mathbf{C}\mathbf{x} + \mathbf{D}\mathbf{u}$ , ou seja,  $\mathbf{D} = 0$  e  $\mathbf{C}$  é uma matriz (2x4) representando as velocidades. E pela abordagem *Bond Graph*:

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \\ \dot{x}_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{1}{k_2 B_2} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{1}{k_2} & 0 & -\frac{1}{k_1} & 0 \\ -\frac{1}{k_2} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{1}{k_1} & 0 & \frac{1}{k_1} & 0 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \frac{1}{B_2} \\ 0 \\ \frac{1}{B_2} \\ 1 \end{bmatrix} SE \quad (55)$$



A saída  $\mathbf{y} = \mathbf{C}\mathbf{x} + \mathbf{D}\mathbf{u}$  é a mesma expressa na Eq. (55). As variáveis que compõem a equação dinâmica do sistema pele estão listadas na Tabela 5.

Tabela 5 – Variáveis que compõem o sistema.

Sistema	Modelo	Classificação
Vetor de Estado	$[\dot{q}_8 \quad \dot{p}_9 \quad \dot{q}_{12} \quad \dot{p}_{13}]$	Sistema SIMO
Vetor de Entrada ou Controle	SE (Fonte de esforço)	
Matriz A	Dimensão 4x4	
Matriz B	Dimensão 1x4	
Matriz C	Dimensão 2x4	
Vetor de Saída	Velocidades $y_1$ e $y_2$	

O sistema é classificado como SIMO, pois apresenta uma entrada e múltiplas saídas, especificamente duas, neste caso. A excitação de entrada do sistema é a força transmitida pela perfuração da agulha, sendo identificada no *Bond Graph* como uma fonte de esforço. Os estados são determinados pelos elementos armazenadores de energia, capacitores e indutores generalizados, caracterizando um sistema de quarta ordem. As duas abordagens de modelagem conduziram a um sistema de quarta ordem, indicando coerência.

### 3.2. MODELAGEM MATEMÁTICA DA PELE – MODELO 2

Nesta seção, um segundo modelo mecânico para a pele é proposto, como uma evolução do primeiro modelo. Neste segundo modelo, elementos de massa foram substituídos por elementos viscosos ou elásticos, procurando atender às propriedades reais da pele humana, como uma nova aproximação.

#### 3.2.1. Construção do modelo mecânico

A obtenção de um modelo mecânico para o sistema permite que este seja modelado matematicamente, através da representação de suas propriedades reais por elementos mecânicos. Neste segundo modelo, determinados elementos de massa presentes no primeiro modelo foram substituídos, de forma intuitiva, por elementos viscosos ou elásticos. O sistema mecânico é apresentado na Figura 7, onde são identificadas as camadas representadas por cada sub-sistema.

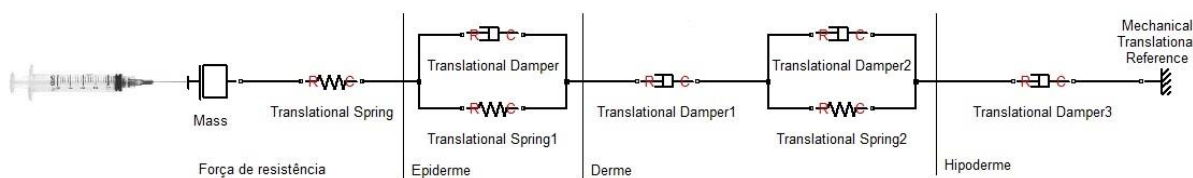


Figura 7 - Segundo modelo análogo mecânico da pele.

Neste caso, a força de resistência inicial à perfuração da agulha é representada por um elemento de massa em série com uma mola. A camada epiderme, cuja principal característica é a presença de grande quantidade de queratina, é representada por um elemento de Voigt, o qual é uma mola e amortecedor dispostos em paralelo. Nesta disposição de elementos, a deformação é transmitida de forma igual entre os elementos, e a força é aditiva, o que ocorre de forma oposta nos elementos dispostos em série, onde a força transmitida pelos elementos é igual, porém as deformações são aditivas.

A camada derme, onde estão presentes os vasos sanguíneos e linfáticos, nervos e órgãos sensoriais, fibras de colágeno e elastina, é representada por um amortecedor e um elemento de Voigt em paralelo. Isso significa que se deseja representar características de um fluido (elemento de Maxwell) e características de um sólido (elemento de Voigt), pois há nessa camada resistência, porém menor em comparação com a epiderme, mas há elementos que conferem sensibilidade à camada, sendo pouco resistentes, como os nervos, vasos sanguíneos e órgãos sensoriais.

A camada hipoderme, cuja característica predominante é o amortecimento, é representada por um único elemento amortecedor.

### 3.2.2. Modelagem via *Bond Graph*

Como descrito para o modelo 1, os mesmos procedimentos foram seguidos para obtenção do grafo de ligações referente ao modelo 2. Entretanto, a força de perfuração será representada, aqui, por uma fonte de esforço modulado (MSE). Na fonte de esforço modulado, a geração de força ocorre de forma variável, dependendo de outras variáveis do sistema, porém apresenta valores limites e é uma força externa. No caso real da perfuração da pele por agulha, a força aplicada pode variar devido a fatores como experiência de quem aplica ou devido a movimentos do próprio paciente.

Primeiramente, foram identificados os elementos básicos de um grafo de ligações: os armazenadores de fluxo (capacitores generalizados), elementos armazenadores de esforço (indutores generalizados) e os elementos dissipadores de energia (resistores generalizados). Os quais são, em um sistema mecânico, as molas, os elementos de massa, e os amortecedores, respectivamente.

A seguir, definiu-se as junções da seguinte forma: junção tipo 1 para as velocidades referentes ao elemento de massa, ao amortecedor conectado à referência (velocidade de referência nula) e ao amortecedor central; junções tipo 0 para diferenças de velocidades, referentes aos dois elementos de Voigt. Essa atribuição de junções pode também ser explicada pela disposição dos elementos no sistema mecânico: junção 0 para elementos em série e junção 1 para elementos em paralelo. O sentido do fluxo de energia ocorre da fonte de esforço modulado propagando-se para os elementos. No caso real, a energia do movimento da agulha propaga-se em direção às camadas mais profundas da pele. O grafo de ligações do modelo 2 é apresentado na Figura 8, com os esforços e junções identificados.

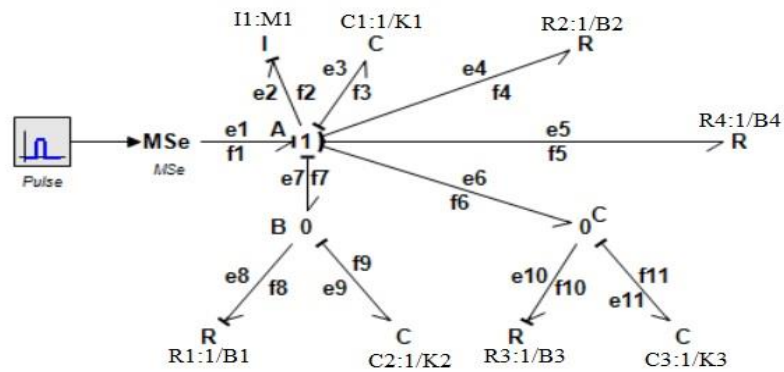


Figura 8 - *Bond Graph* do modelo 2.

As variáveis de estados são identificadas como o fluxo acumulado nos capacitores generalizados e o esforço acumulado nos indutores generalizados, que para o grafo de ligações da Figura 8, serão:

$$\dot{\mathbf{x}} = [\dot{x}_1 \quad \dot{x}_2 \quad \dot{x}_3 \quad \dot{x}_4] = [\dot{p}_1 \quad \dot{q}_3 \quad \dot{q}_9 \quad \dot{q}_{11}] \quad (56)$$

As equações constitutivas dos elementos são dispostas a seguir:

$$\left\{ \begin{array}{l} e_3 = k_1 * q_3 \leftrightarrow e_3 = k_1 * x_2; \\ f_2 = \frac{1}{M_1} * p_1 \leftrightarrow f_2 = \frac{1}{M_1} * x_1; \\ e_9 = k_2 * q_9 \leftrightarrow e_9 = k_2 * x_3; \\ e_{11} = k_3 * q_{11} \leftrightarrow e_{11} = k_3 * x_4; \\ e_4 = \frac{1}{B_2} * f_4; \\ e_5 = \frac{1}{B_4} * f_5; \\ e_{10} = B_3 * f_{10}; \\ e_8 = B_1 * f_8; \end{array} \right. \quad (57)$$

Para encontrar os elementos do vetor  $\dot{\mathbf{x}}$  recorre-se às restrições estabelecidas para cada tipo de junção conforme Tabela 4. Conforme as equações (16) e (17):

$$\left\{ \begin{array}{l} \dot{p}_1 = e_2; \\ \dot{q}_3 = f_3; \\ \dot{q}_9 = f_9; \\ \dot{q}_{11} = f_{11} \end{array} \right. \quad (58)$$

Para encontrar as variáveis de estado, deve-se recorrer às relações constitutivas dos elementos e às equações que regem as junções. A entrada do sistema é

$$u(t) = MSE = e_1 \quad (59)$$

Para encontrar a primeira variável de estado,  $e_2$ , tem-se:

$$e_2 = e_1 - e_3 - e_4 - e_5 - e_6 - e_7 \quad (60)$$

$$e_2 = MSE - k_1 x_2 - \frac{1}{B_2} f_4 - \frac{1}{B_4} f_5 - e_6 - e_7 \quad (61)$$

$$e_2 = MSE - k_1 x_2 - \frac{1}{B_2 \cdot M_1} x_1 - \frac{1}{B_4 \cdot M_1} x_1 - k_3 \cdot x_4 - k_2 \cdot x_3 = \dot{x}_1 \quad (62)$$

Para encontrar o segundo estado, tem-se:

$$f_1 = f_2 = f_3 = f_4 = f_5 = f_6 = f_7 \quad (63)$$

Das equações (57) e (63),

$$\dot{x}_2 = \frac{1}{M_1} \cdot x_1 \quad (64)$$

Através de algebrimos, obtém-se as demais variáveis de estado:

$$f_7 = f_8 = f_9 \leftrightarrow f_9 = f_7 - f_8 \quad (65)$$

De (57) e (65),

$$f_9 = \frac{1}{M_1} \cdot x_1 - \frac{e_8}{B_1} \quad (66)$$

$$\dot{x}_3 = \frac{1}{M_1} \cdot x_1 - \frac{k_2}{B_1} \cdot x_3 \quad (67)$$

Para encontrar o último estado,

$$f_6 - f_{10} - f_{11} = 0 \leftrightarrow f_{11} = f_6 - f_{10} \quad (68)$$

$$f_{11} = \frac{1}{M_1} \cdot x_1 - f_{10} \quad (69)$$

$$\dot{x}_4 = \frac{1}{M_1} x_1 - \frac{k_3}{B_3} \cdot x_4 \quad (70)$$

Na forma matricial, as variáveis de estado são apresentadas como:

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \\ \dot{x}_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\left(\frac{1}{B_2 \cdot M_1} + \frac{1}{B_4 \cdot M_1}\right) & -k_1 & -k_2 & -k_3 \\ \frac{1}{M_1} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{1}{M_1} & 0 & -\frac{k_2}{B_1} & 0 \\ \frac{1}{M_1} & 0 & 0 & -\frac{k_3}{B_3} \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} MSE \quad (71)$$

Optou-se por fazer uma simplificação no modelo 2, modelando apenas até a camada referente à epiderme, para verificar os efeitos da ausência dos elementos que representavam as demais camadas. O grafo de ligações resultante desta simplificação é ilustrado na Figura 9.

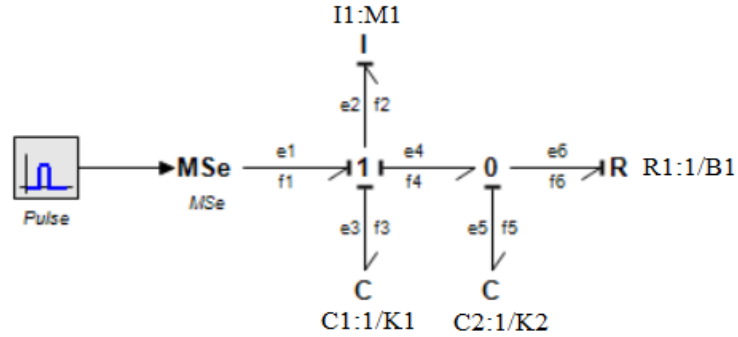


Figura 9 - Grafo de ligações considerando somente até a camada epiderme.

As variáveis de estado são:

$$\begin{cases} \dot{x}_1 = \dot{p}_2 = e_2; \\ \dot{x}_2 = \dot{q}_3 = f_3; \\ \dot{x}_2 = \dot{q}_5 = f_5 \end{cases} \quad (72)$$

As relações constitutivas dos elementos são:

$$\begin{cases} f_2 = \frac{1}{M_1} \cdot p_2 = \frac{1}{M_1} \cdot x_1; \\ e_3 = k_1 \cdot q_3 = k_1 \cdot x_2; \\ e_5 = k_2 \cdot q_5 = k_2 \cdot x_3; \\ e_6 = \frac{1}{B_1} \cdot f_6 \end{cases} \quad (73)$$

Recorrendo às relações constitutivas e equações que regem as junções, tem-se para o primeiro estado:

$$e_2 = e_1 - e_3 - e_4 \quad (74)$$

$$e_2 = MSE - k_1 \cdot x_2 - k_2 \cdot x_3 = \dot{x}_1 \quad (75)$$

Para o segundo estado:

$$f_1 = f_2 = f_3 = f_4 \quad (76)$$

$$f_3 = \frac{1}{M_1} \cdot x_1 = \dot{x}_2 \quad (77)$$

Para o terceiro estado:

$$f_5 = f_4 - f_6 \quad (78)$$

$$f_5 = \frac{1}{M_1} \cdot x_1 - B_1 \cdot e_6 \quad (79)$$

$$f_5 = \frac{1}{M_1} \cdot x_1 - B_1 \cdot k_2 \cdot x_3 = \ddot{x}_3 \quad (80)$$

A matriz de estados resultante é:

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & -k_1 & -k_2 \\ \frac{1}{M_1} & 0 & 0 \\ \frac{1}{M_1} & 0 & -B_1 \cdot k_2 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} MSE \quad (81)$$

### 3.2.3. Comportamento da força de perfuração da agulha

A força de perfuração exercida pela agulha é a entrada do sistema (MSE), a força de excitação do sistema. A fonte de esforço modulado (MSE), como considerado na modelagem *Bond Graph*, indica que tal força é uma força externa ao sistema.

Em Souza *et al* (2014), o comportamento da força é modelado com base na teoria de Euler, analisando a seringa e a agulha como uma coluna elástica fina que se deforma sob uma força axial compressiva, tomando o primeiro modo de deformação como a menor carga crítica. O comportamento da força de perfuração da agulha está relacionada com aspectos da parte externa e interna. Na parte externa, com a finalidade de captar e abstrair adequadamente o comportamento do conjunto agulha-seringa do comportamento real considera-se: i) variável ângulo de posicionamento ( $\alpha$ ) da agulha para realizar a perfuração; ii) comprimento da agulha ( $l$ ); iii) diâmetro da agulha ( $d$ ) e iv) massa da agulha ( $ma$ ). Na parte interna, as variações serão conjugadas nas variáveis do modelo da matriz A (Eq. (82)) (Souza *et al*, 2014). Dessa forma, a força de perfuração é estimada por:

$$F_{agulha}(\alpha, l, ma, ce) = k \cdot x \cdot \cos(\alpha) + \pi \frac{E \cdot I}{l^2} \quad (82)$$

Dadas as condições iniciais nulas, as variáveis são:

- $E$  = módulo de elasticidade de Young;

- $I$  = momento de inércia – cilindro oco – função de massa da agulha e do raio interno e externo da agulha (diâmetro);
- $l$  = comprimento da agulha;
- $\alpha$  = ângulo de inserção da agulha com relação ao plano da região abdominal;
- $x$  = deslocamento linear;
- $k$  = constante elástica da mola – Lei de Hooke – correlacionada à rigidez de inserção da agulha na pele (função do material ( $E$ ) e das dimensões ( $l$ , seção constante  $A$ )).

### 3.3. DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO

Pretende-se desenvolver um protótipo simulador da pele humana confeccionado com o biomaterial látex, de forma a avaliar as características reais da pele humana e representá-las no protótipo fazendo uso das propriedades físico-mecânicas do látex. As características construtivas do protótipo serão avaliadas através de ensaios com agulha em laboratório.

Nesta seção será descrito o protocolo de confecção do protótipo de pele feito à base do biomaterial látex. Os procedimentos serão detalhados e explicados.

#### 3.3.1. Parametrização do módulo

O principal requisito do protótipo é reproduzir as características da pele humana para efeitos de simulação. Destarte, é necessário correlacionar tais características com as propriedades que o biomaterial látex confere a seus produtos derivados. A seguir, na Tabela 6, são expostas as características de cada camada e sub-camada constituinte da pele humana consideradas para a confecção do protótipo, de acordo com o exposto na seção Anatomia e Fisiologia da Pele Humana.

Tabela 6 – Características das camadas da pele consideradas na confecção do protótipo.

Camada	Subcamada	Característica
Epiderme	Extrato córneo	Células achatadas com grande quantidade de filamentos, principalmente queratina
	Extrato granuloso	Células achatadas, com grânulos de queratina



		proeminentes e outros de colágeno
	Extrato Espinhoso	Células cúbicas ou achatadas com maior quantidade de queratina do que as células basais
	Extrato Basal	Células cúbicas pouco diferenciadas, contém pouca queratina
Derme	Camada Papilar	Fina e em contato com a epiderme
	Camada reticular	Densa, presença dos vasos sanguíneos e linfáticos, nervos e órgãos sensoriais
Hipoderme	Areolar	Adipócitos globulares volumosos e numerosos vasos delicados

Para efeitos de simplificação do modelo, as sub-camadas lâmina fibrosa e lamelar, pertencentes à camada hipoderme, não serão representadas. Assim, dadas as características apresentadas, pretende-se encontrar combinações do látex com outros tipos de materiais que possam atribuir tais características ao protótipo, como determinados formatos e disposição de células, resistência, amortecimento. A escolha dos materiais foi realizada de maneira intuitiva, procurando materiais cuja composição física se assemelhasse às características das células constituintes de cada camada. A Figura 10 ilustra os materiais utilizados para conferir, juntamente com o látex, as características pretendidas. O material utilizado para a camada derme, linha de costura, foi disposto de duas maneiras diferentes no látex, formando aglomerações e esticado, conforme será explanado melhor no protocolo de confecção.



Figura 10 - Materiais adicionais utilizados para confecção das camadas.

Foram confeccionadas separadamente cada camada e após esse procedimento, as camadas foram unidas utilizando látex com secagem em temperatura ambiente. À cada camada foram aplicadas uma temperatura e tempo específicos para conferir a característica de dureza ou maciez, de acordo com sua textura real. A hipoderme, por exemplo, como constitui uma camada macia, foi submetida à temperatura ambiente. Já camadas resistentes, como o extrato córneo, mais duras, foram submetidas à secagem na estufa .

### 3.3.2. Definição do protocolo de confecção

A maciez e dureza do látex são características que podem ser modificadas com a adição da água. O látex puro confere maior resistência à camada, ao passo que o látex diluído é mais macio. As especificações do látex utilizado para confeccionar o protótipo são: marca Ki-Latex, pré-vulcanizado, natural, adquirido no mercado nacional. Como primeiro procedimento, em três recipientes de plástico foram misturados e agitados os seguintes volumes de água e látex:

- Recipiente 1: 50 ml de látex, 15 ml de água;
- Recipiente 2: 50 ml de látex, 35 ml de água;

- Recipiente 3: 50 ml de látex, 0 ml de água.

Os recipientes foram cobertos com papel alumínio e filme de pvc transparente para reduzir o contato com a luz e o ar, evitando vulcanização precoce. A temperatura ambiente era de 33,9 °C.

Os métodos de aplicação do látex nos materiais utilizados foram por gotejamento, espalhamento e banhos. O número de banhos foi determinado de acordo com a espessura da camada. Camadas mais resistentes foram confeccionadas com o látex do recipiente 3, camadas de resistência intermediária com o látex do recipiente 1 e camadas macias com o látex do recipiente 2. Após aplicação do látex no material, o sistema foi levado à estufa, dependendo da camada, por tempo determinado. A estufa utilizada foi da marca Marte, ajustada em 50 °C.

Foram confeccionados vários módulos para uma mesma camada, a fim de verificar se o resultado final estava de acordo com as características pretendidas. Ao final, foram eleitos os módulos que mais estavam de acordo e estes serão aqui descritos.

#### A

Tabela 7 especifica o material adicional utilizado para cada camada, ilustrado na Figura 10, o número de banhos e método de aplicação do látex empregado, assim como o tempo de permanência dentro da estufa e a mistura de látex utilizada (recipientes 1, 2 ou 3).

Tabela 7 - Protocolo de confecção das camadas da pele.

Camada	Material utilizado	Látex utilizado	Modo de aplicação	Sequência (número de aplicações – tempo de exposição à temperatura)	Temperatura de exposição
Extrato Córneo (Epiderme)	Rede	Recip. 3	Banho	1 – 30 min. 4 – 20 min.	50 °C
Extrato Granuloso (Epiderme)	EVA verde com grânulos	Recip. 1	Banho	1 – 10 min.	50 °C
Extrato Espinhoso (Epiderme)	Quadriculado fino	Recip. 2	Gotejamento	2 – 30 min.	Ambiente
	-----		Espalhamento sobre superfície	6 – 30 min.	

			plana		
Extrato Basal (Epiderme)	Uso da parte externa do lego como molde	Recip. 2	Preenchimento do molde com gotejamento	4 – 10 min.	50 °C
Camada papilar (Derme)	Uso da parte interna do lego como molde	Recip. 2	Preenchimento do molde com gotejamento	4 – 10 min.	50 °C
Camada Reticular (Derme)	Linha de costura	Recip. 2	Espalhamento sobre a linha, fixa em uma placa de metal	3 – 10 min.	50 °C
	Linha de costura	Recip. 2	Espalhamento do látex sobre uma placa de acrílico, e imersão de aglomerações da linha no látex	3 – 30 min.	Ambiente
Hipoderme	EVA verde com quadriculado	Recip. 2	Gotejamento	1 aplicação	Ambiente

A escolha dos materiais que seriam adicionados ao módulo de cada camada foi feita com base nas características das células constituintes da camada. Por exemplo, a subcamada reticular da derme é a camada onde se encontram presentes os vasos sanguíneos, linfáticos, nervos e órgãos sensoriais, a linha de costura pareceu uma boa opção para representar o formato dos vasos. Ou seja, tentou-se aliar as características das células de cada camada com um material que apresentasse tais características. Para a derme, três subcamadas foram confeccionadas separadamente: duas dessas camadas, confeccionadas com a linha de costura esticada sobre uma placa de metal e a outra formando pequenas aglomerações com a linha de costura, imergindo-as no látex. Essas aglomerações representam nervos, glândulas e órgãos sensoriais.

O uso do lego para formação do molde das subcamadas basal e papilar justifica-se através do formato ondulado do contato entre as duas subcamadas, como pode ser visualizado na Figura 2.

Percebeu-se, na confecção das camadas, que a disposição do sistema dentro da estufa tem interferência direta nas características finais do módulo. Foram feitos três módulos para o extrato córneo, dois dispostos dentro da estufa de forma pendurada com ganchos de metal, e outro em contato direto com a superfície de metal da estufa. O módulo em contato direto com a superfície da estufa mostrou-se mais duro, resistente e claramente com marcas da superfície em contato. Optou-se, então, por dispor os materiais pendurados dentro da estufa. Somente nas camadas em que a vulcanização foi viabilizada pela temperatura ambiente, os materiais foram dispostos horizontalmente, em descanso.

Aqui, foi feita uma simplificação no modelo referente às espessuras das camadas. Como as espessuras são extremamente pequenas, torna-se complicado confeccionar camadas com tais espessuras no laboratório, então optou-se por focar nos aspectos de formato de célula, resistência e função da camada, como impermeabilidade e amortecimento. É necessário observar que a temperatura da estufa estava oscilando durante os procedimentos.

O extrato espinhoso foi confeccionado com uma subcamada utilizando o material já citado na Tabela 7 e outra subcamada de látex puro.

Após realizados os procedimentos constantes na

Tabela 7, as camadas foram protegidas com filme de pvc transparente para evitar que o processo de vulcanização continuasse ocorrendo devido ao contato com o ar ambiente até que as demais camadas fossem confeccionadas.

### 3.4. DESENVOLVIMENTO DO CIRCUITO DE AQUISIÇÃO DOS SINAIS

Para que os dados dos ensaios experimentais fossem capturados foi necessário o projeto de um circuito para aquisição destes sinais e de um programa para tratar esses dados através do microcontrolador. A seguir serão descritos os dispositivos e circuitos utilizados para esse fim.

#### 3.4.1. Sensor FlexiForce A201

O sensor usado para aquisição foi o FlexiForce modelo A201, da fabricante Tekscan®. Esse sensor é utilizado em aplicações para detectar e medir variações da força aplicada sobre sua área sensível, detectar contato ou toque. A escolha desse sensor justifica-se por sua flexibilidade, boa linearidade e acurácia, por atender um range de forças extenso e pela simplicidade do seu circuito de condicionamento. O seu funcionamento baseia-se na variação

da resistência quando uma força é aplicada sobre sua área sensível, ou seja, esse dispositivo atua como uma resistência variável. À medida que uma força maior lhe é aplicada, a resistência diminui.

O sensor apresenta três pinos de conexão machos, entretanto, o pino central é inativo. O range de forças compreendido é de 0 a 445N. A Figura 11 apresenta as dimensões físicas do sensor e sua aparência.

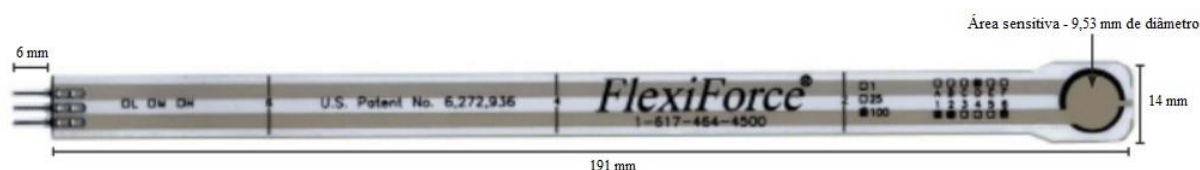


Figura 11 - Dimensões físicas do sensor FlexiForce A201.

### 3.4.2. Circuito de condicionamento

Para transformar a variação de resistência medida pelo sensor em uma medição de tensão, faz-se necessário um circuito de condicionamento de sinais. Tal circuito converte a variação de resistência medida pelo sensor através da variação da força em sua superfície sensível em unidade de tensão, conforme a força aplicada ao sensor.

Foram utilizados cinco sensores FlexiForce A201, sendo necessário a implementação de um circuito condicionador para cada sensor. O esquemático desse circuito é apresentado a seguir, Figura 12, e explicado posteriormente.

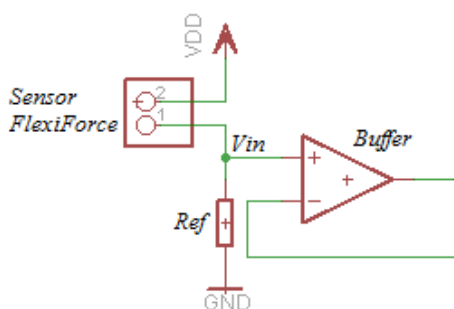


Figura 12 - Esquemático do circuito condicionador.

Observando a figura acima, foi implementado um circuito divisor de tensão e um buffer de acoplamento para receber o sinal de saída de cada sensor FlexiForce. O divisor de tensão tem a finalidade de limitar a tensão de entrada no microcontrolador, que será explanado nas seções seguintes. Um dos terminais da extremidade do sensor é alimentado como uma tensão

$V_{DD}$  de 3 V. A resistência de referência  $R_{ef}$ , fixa, é de  $33K\Omega$ , determinada para que a tensão de saída do sensor,  $V_{in}$ , se mantivesse entre 0 e 1,8V. A tensão  $V_{in}$ , é dada por:

$$V_{in} = \frac{R_{ef}}{R_{ef} + R_{FlexiForce}} * V_{DD} \quad (83)$$

Verifica-se, pela equação (83), que diminuindo a resistência  $R_{FlexiForce}$  através da aplicação de força na área do sensor, a tensão  $V_{in}$  aumenta.

O buffer de acoplamento tem a finalidade de isolar e conectar os estágios anterior e futuro do circuito completo. Especificamente neste caso, apresenta a finalidade de isolar o estágio referente ao circuito de aquisição do sensor do estágio referente ao microcontrolador e conectá-los. Duas características importantes dessa configuração é a alta impedância de entrada e baixa impedância de saída, de forma a garantir que a tensão  $V_{in}$  se apresente em totalidade na saída do buffer.

### 3.4.3. MSP 430 eZ430-RF250

O microcontrolador utilizado para realizar a manipulação dos dados capturados pelo sensor foi o MSP 430 eZ430-RF250, da fabricante *Texas Instruments*. Sua função é coletar os dados capturados pelo circuito de aquisição. Essa ferramenta de desenvolvimento possui os módulos *hardware* e *software* necessários para realizar uma comunicação *wireless*, enviando os dados coletados e os recebendo através do módulo receptor acoplado a uma gravadora USB, conectada ao notebook. O microcontrolador foi alimentado com duas pilhas AAA. A seguir, Figura 13, é apresentado o esquemático de utilização dos terminais do microcontrolador, que recebe os sinais do circuito de aquisição.

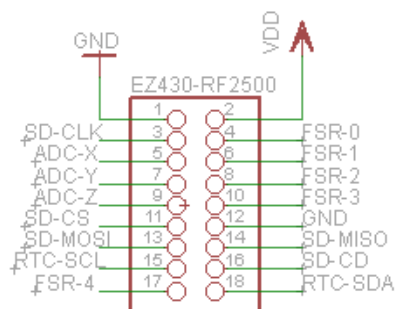


Figura 13 - Esquemático do microcontrolador MSP implementado. Onde lê-se FSR-0, FSR-1, FSR-2, FSR-3 e FSR-4, entende-se pelos sensores FlexiForce.

#### 3.4.4. Circuito Final

A Figura 14 apresenta o circuito final utilizado. Como já exposto anteriormente, foram utilizados cinco sensores FlexiForce, cada um com o circuito de condicionamento. Dessa forma, o circuito final é capaz de capturar os sinais gerados pelos sensores FlexiForce e enviá-los ao computador via comunicação *wireless*, além de permitir o armazenamento dos dados em um cartão SD, módulo este não utilizado neste trabalho.

O projeto deste circuito foi feito com o propósito de atender não somente a este trabalho, mas também a outros, como Ximenes e Peron (2013). Foram utilizados 5 sensores FlexiForce na implementação do circuito, sendo que para este trabalho foram capturados os dados de apenas dois sensores.

Os componentes utilizados nos módulos utilizados neste trabalho foram: 5 sensores de força FlexiForce A201, 1 MSP 430 eZ430-RF250, 1 CI LM324, 1 CI TL061, 1 regulador de tensão 78L33, 5 resistores 33K $\Omega$ , 2 pilhas AAA, 2 resistores de 4,7K $\Omega$  utilizados pelo módulo de controle do tempo (RTC). O CI TL061 foi usado somente devido à insuficiência do número de amplificadores operacionais disponíveis no CI LM324.

Observando a Figura 14, do lado esquerdo estão presentes os circuitos condicionadores dos sinais enviados pelos cinco sensores FlexiForce, constituídos pelos divisores de tensão e buffers. Acima se encontra o regulador de tensão, que alimenta o sistema com 3,3 V. Do lado direito se encontram os módulos referentes ao microcontrolador MSP 430 e ao armazenamento de dados no cartão SD, este último não utilizado neste trabalho.



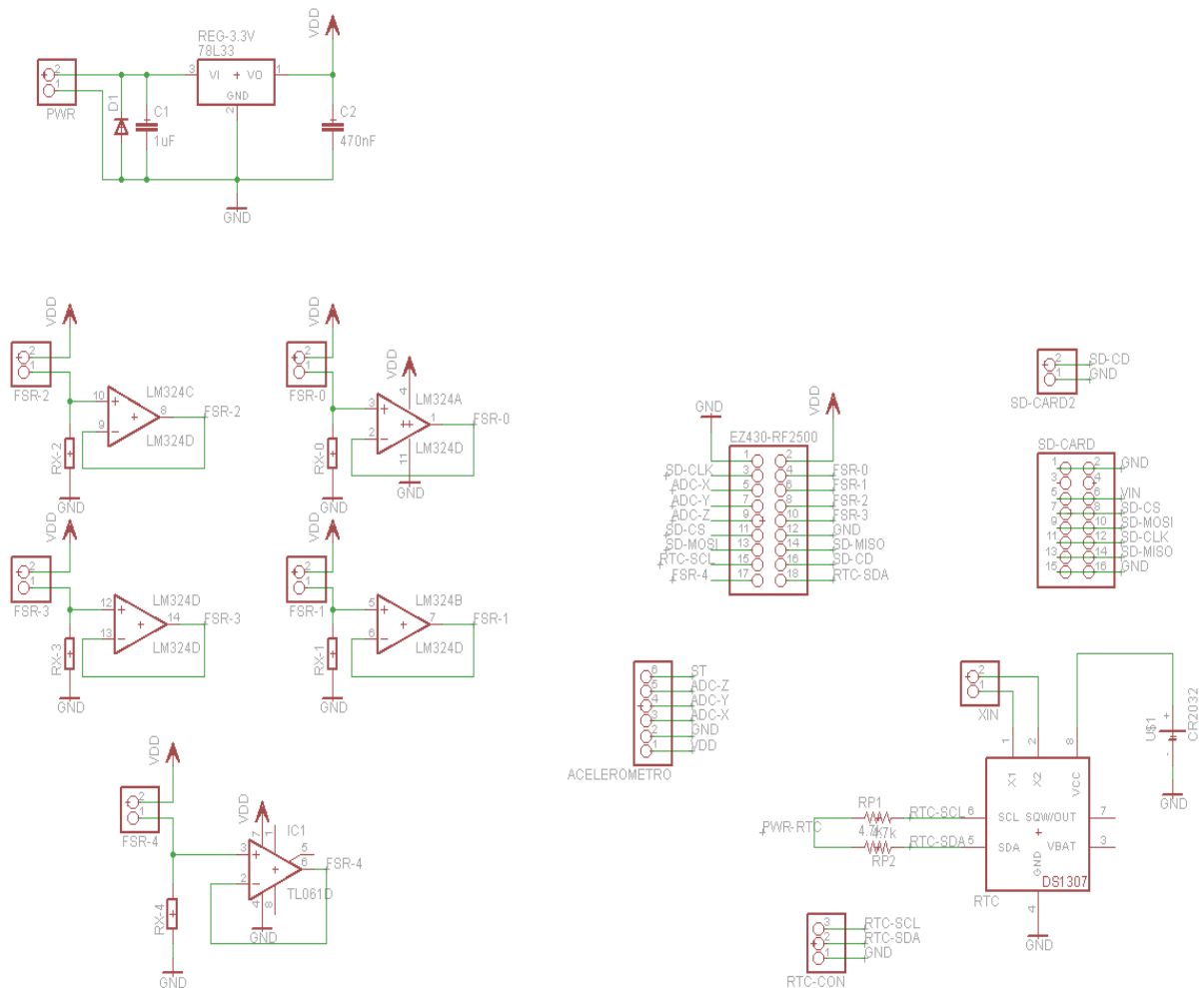


Figura 14 - Esquemático do circuito final implementado para aquisição dos sinais de perfuração da pele, elaborado no *software* Eagle.

A Figura 15 e a Figura 16 ilustram a placa de circuito impresso elaborada no *software* Eagle e o circuito confeccionado.

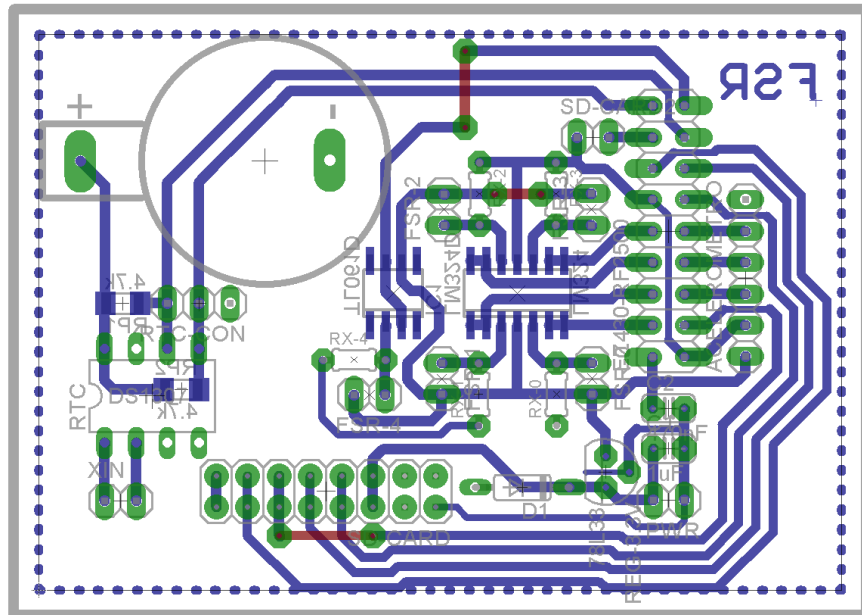


Figura 15 - Placa de circuito impresso elaborada no software Eagle.

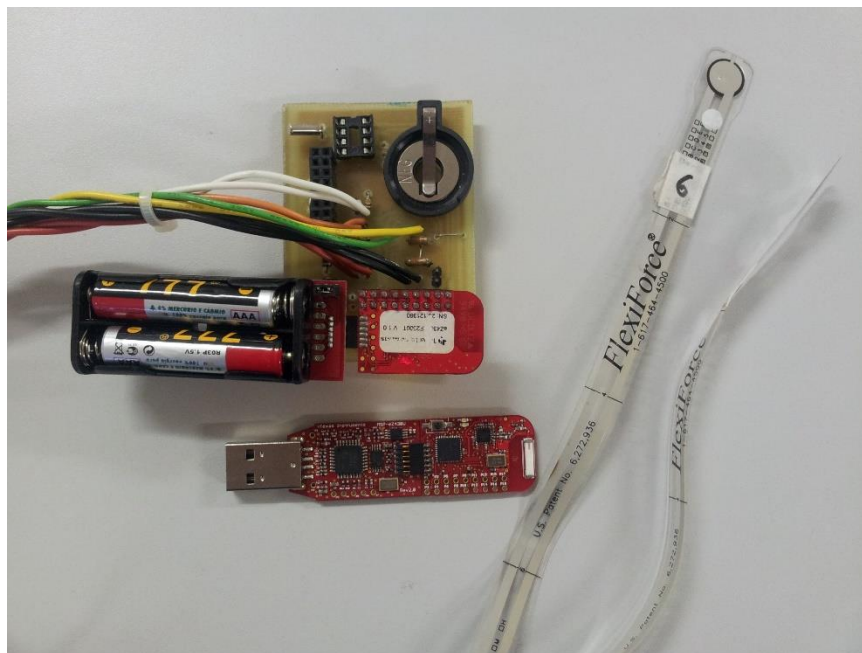


Figura 16 - Circuito confeccionado utilizado nos ensaios em laboratório.

#### 4. RESULTADOS E VALIDAÇÃO

De posse das equações diferenciais resultantes da modelagem matemática de um sistema, podem ser feitas simulações para estudar o seu comportamento. Para isto, deve-se escolher um cenário (valores iniciais, condições de contorno, variações previstas) e resolver as equações com este modelo, que mesmo simplificado, demonstre o comportamento do sistema.

Neste trabalho devido à impossibilidade de se obter os valores reais, pois não há dados mensurados até o presente momento, foram assumidos valores de variáveis com adaptações. Tal fato foi adotado apenas para que fosse verificada a validade do comportamento dos modelos obtidos e para verificar se as simulações refletem o comportamento do modelo matemático.

Foi necessário conhecer o sistema em um nível que permitiu identificar até que ponto o comportamento do sistema é similar ao do modelo, conforme poderá ser observado nas análises que serão realizadas posteriormente. Os cuidados que foram tomados ao realizar a simplificação para avaliar os modelos e propor uma conclusão foram:

- A acurácia do modelo obtido é função do método e da escolha de parâmetros;
- As equações foram simplificadas de forma a não prejudicar a similaridade entre o modelo obtido e o sistema real.

Ao longo do presente trabalho, foram propostos dois modelos análogos mecânicos para a pele humana e o processo de interação com a agulha durante o procedimento de perfuração, que conduziram à modelagem matemática pelos métodos de abordagem fenomenológica e *Bond Graph*. Tais modelos foram simulados computacionalmente e os resultados obtidos serão detalhados a seguir, separadamente.

Nesta seção também serão expostos os resultados alcançados na confecção do protótipo de pele humana derivado do biomaterial látex.

##### 4.1. SIMULAÇÕES COMPUTACIONAIS – MODELO 1

O primeiro modelo matemático proposto permite simular a perfuração da pele humana levando-se em consideração a geometria da agulha, que nesse modelo, é representada pela volume da massa  $M_1$  que perfura a pele.

Foram simulados os modelos apresentados tanto pela abordagem fenomenológica quanto por *Bond Graph* com os parâmetros constantes na Tabela 8. As discussões são feitas

separadamente, a seguir.

Tabela 8 – Parâmetros de simulação do sistema.

Parâmetro	Valor
$K_1$	80 N/m
$K_2$	100 N/m
$B_1$	0,2 N.s/m
$B_2$	0,1 N.s/m
$g$	10 m/s
$M_1$	0,002 Kg
$M_2$	0,0022 Kg
Força $f$	90 N

#### 4.1.1. Dinâmica geral do sistema – Abordagem fenomenológica

A Figura 17 ilustra a resposta do sistema à entrada impulso. Observando-a, percebe-se que a resposta tende a zero no infinito, o que indica que o sistema recebe a força de perfuração e acomoda essa força propagada em aproximadamente 450 segundos. Esta figura indica que o processo tem uma constante de tempo rápida, que é uma característica de sistemas derivativos. Pode-se concluir que o modelo simulado condiz com a dinâmica de perfuração, ou seja, quando a força de perfuração é alta e a velocidade de entrada da agulha é rápida, sua resistência é baixa. Percebe-se também que o sistema ao ser excitado por um sinal contínuo de amplitude unitária, o que se relaciona com uma força de perfuração constante, responderá com uma dinâmica estável. No início da perfuração há um transiente moderado que representa a passagem da pressão de repouso para pressão de atuação. Após esse transiente devido às características da pele e da agulha, a amplitude de saída abaixa. Conclui-se, então, que o sistema é BIBO, ou seja, apresenta uma resposta limitada para uma entrada limitada.

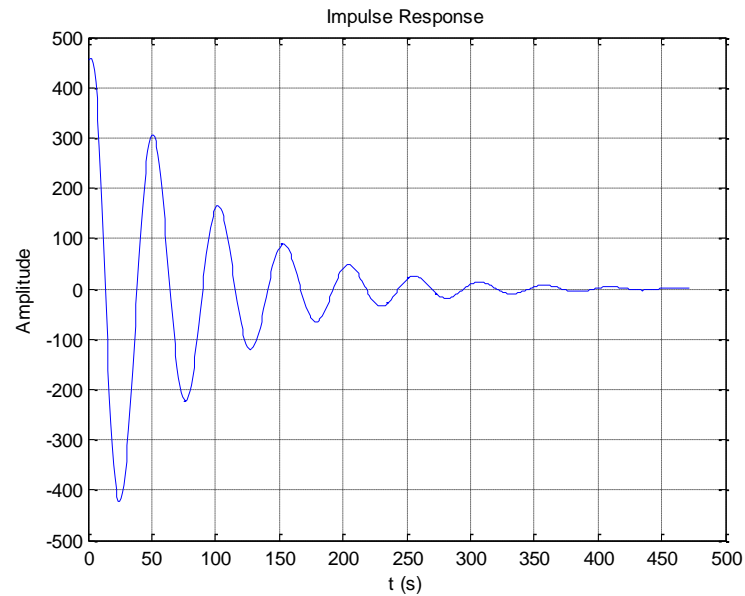


Figura 17 - Resposta ao impulso unitário.

A Figura 18 ilustra a resposta do sistema com condições iniciais, isso significa que tal resposta se deve somente às condições iniciais do sistema, sem influência da entrada, o que diminui a amplitude, como mostra o gráfico. Percebe-se também que a resposta tende a zero no infinito. O sistema alcança a estabilidade em aproximadamente 0,4 segundos.

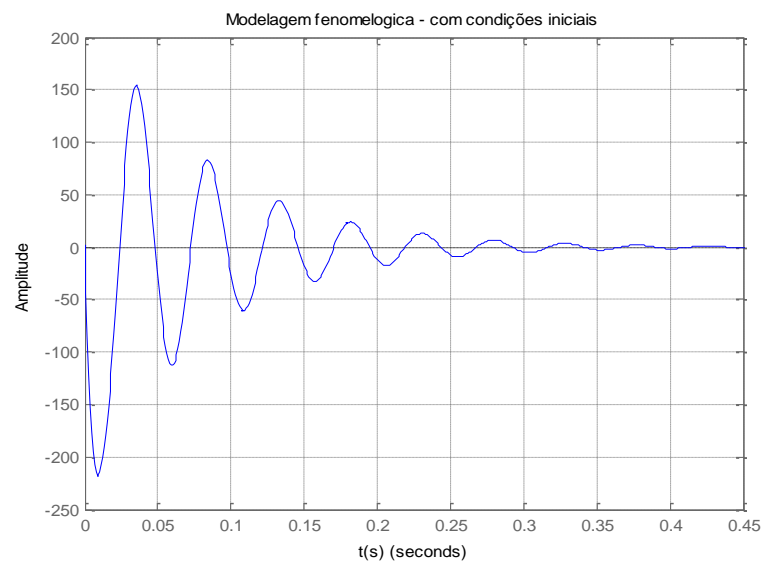


Figura 18 – Resposta com condições iniciais.

A Figura 19 ilustra o diagrama de pólos e zeros do sistema. Observa-se que há quatro pólos e três zeros no sistema, caracterizando um sistema de quarta ordem. Os pólos encontram-se no semi-plano esquerdo, o que indica estabilidade de acordo com o critério de Routh-Hurwitz.

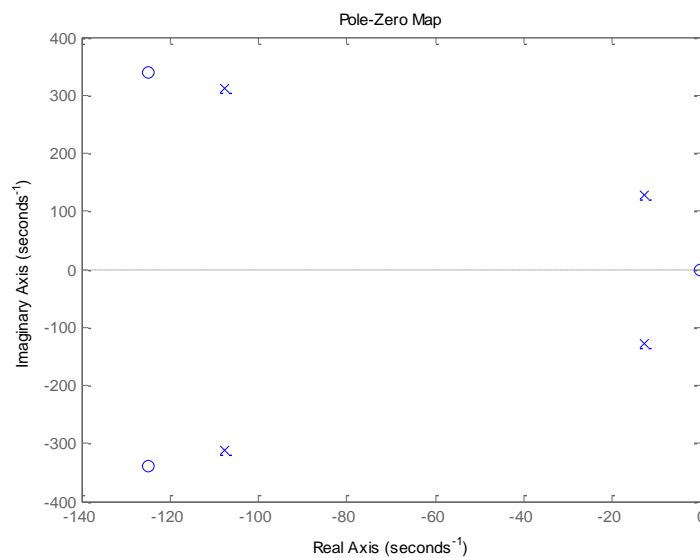


Figura 19 – Diagrama de pólos e zeros.

A Figura 20 ilustra o gráfico do lugar geométrico das raízes, pode-se observar os pólos no semi-plano esquerdo, o que demonstra que o sistema é estável.

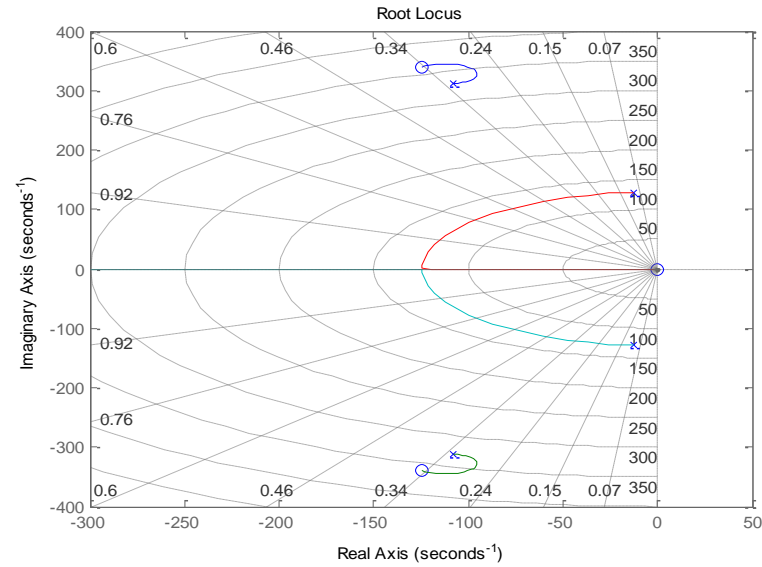


Figura 20 – Gráfico *Root Locus* (lugar geométrico das raízes).

A Figura 21 ilustra o diagrama de Bode do sistema. O pico em aproximadamente 25 dB indica o momento em que se atinge amplitude máxima e o sistema começa a acomodar a força propagada, diminuindo a amplitude, tendendo a zero.

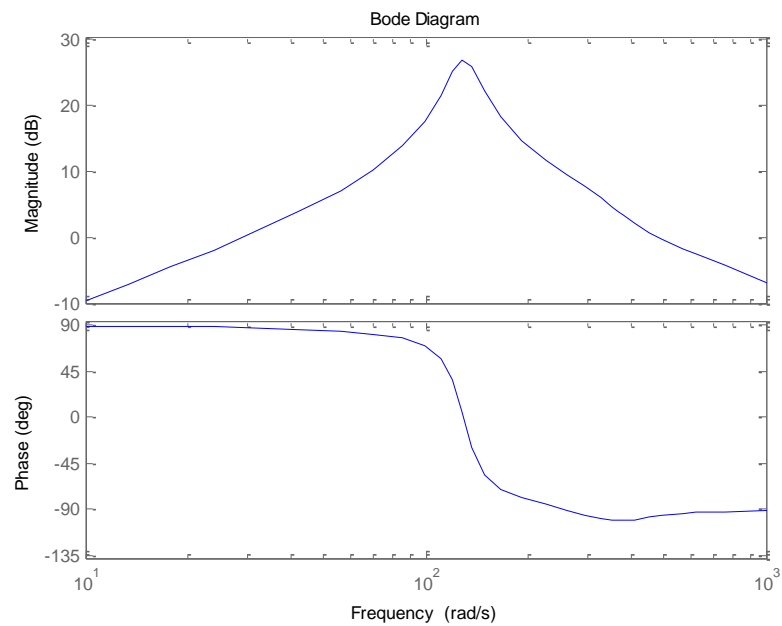


Figura 21 – Diagrama de Bode.

#### 4.1.2. Dinâmica Geral do sistema – Abordagem *Bond Graph*

A Figura 22 e a Figura 23 ilustram, respectivamente, a resposta ao impulso unitário e a resposta com condições iniciais do sistema modelado por *Bond Graph*. Observa-se, como na modelagem fenomenológica, que tais respostas tendem a zero no infinito, confirmando um sistema BIBO. A Figura 23 confirma a influência da inclusão de uma determinada condição inicial na dinâmica do sistema, pois observa-se que a amplitude inicial é maior do que na resposta sem condições iniciais.

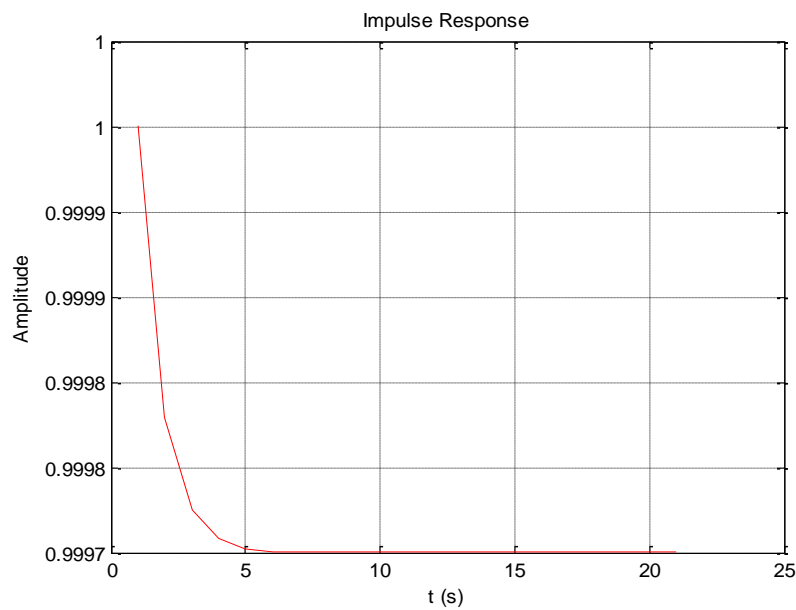


Figura 22 – Resposta ao impulso por modelagem *Bond Graph*.



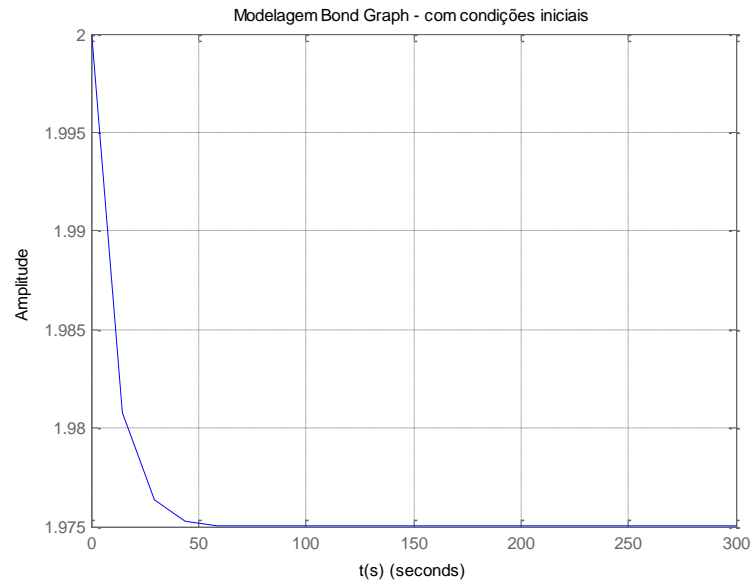


Figura 23 – Resposta com condições iniciais por modelagem *Bond Graph*.

A Figura 24 ilustra o diagrama de pólos e zeros, observa-se que há uma sobreposição de pólos e zeros neste caso, que se encontram sobre o eixo real. Isso pode indicar um sistema subamortecido, que não apresenta oscilações

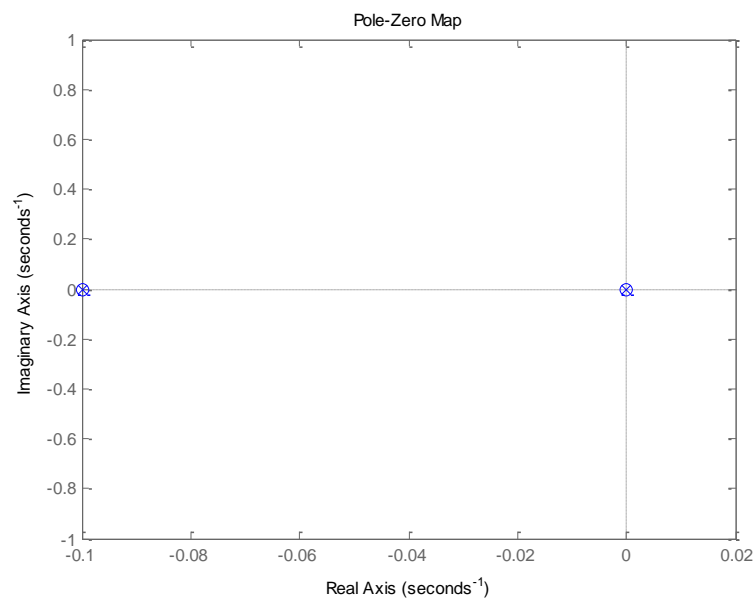


Figura 24 – Diagrama de pólos e zeros por modelagem *Bond Graph*.

A Figura 25 ilustra que este é um sistema estável, pois como na modelagem fenomenológica, os pólos encontram-se no semi-plano esquerdo.

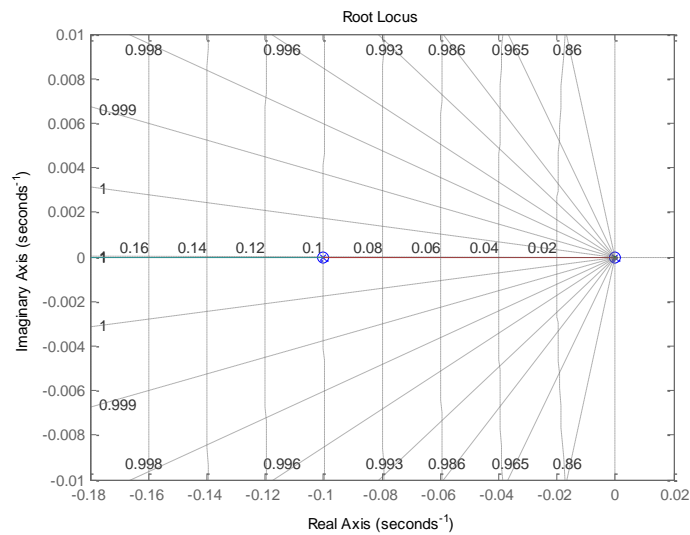


Figura 25 – Gráfico *Root Locus* por modelagem *Bond Graph*.

A Figura 26 ilustra o diagrama de Bode, que se assemelha a um filtro passa-baixas. Isso significa que é um sistema que trabalha bem com sinais de baixa frequência e que possui velocidade de resposta a variação alta.

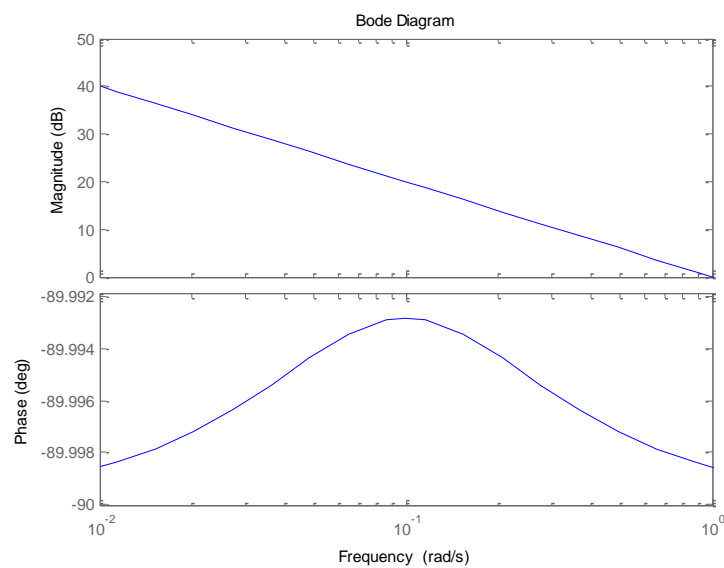


Figura 26 – Diagrama de Bode por modelagem *Bond Graph*.

O desenvolvimento desse modelo encaminha a solução não para trabalhar com variáveis de entrada/saída, mas com variáveis de estado. Isso se deve ao fato de através dessa abordagem conseguir realizar a análise de como os elementos interferem em cada estado.

#### 4.2. SIMULAÇÕES COMPUTACIONAIS – MODELO 2

A partir da modelagem descrita na seção 3.2, a qual representa as relações entre as variáveis de interesse para o sistema, é possível o uso da simulação computacional para analisar o comportamento de tal sistema. A simulação se faz útil para prever o comportamento do sistema antes de implementá-lo e avaliar sua resposta.

Para realizar tais simulações, foi utilizado o *software* Matlab, assim como feito para o primeiro modelo. Foram apresentadas duas modelagens para o modelo 2, uma simplificada considerando somente até a camada epiderme e outra modelagem do sistema completo. Foi simulada apenas a modelagem simplificada e os resultados serão expostos a seguir.

Os parâmetros de simulação do sistema são apresentadas na Tabela 9, a seguir. É importante salientar que os parâmetros de simulação foram estimados, ou seja, não são dados reais da pele humana. O sistema pele humana foi modelado em camadas, cada camada sendo representada por um conjunto de elementos viscoelásticos de valores específicos. Assim, não foi possível encontrar os parâmetros como constantes de mola e coeficientes de amortecimentos específicos de cada camada. Os parâmetros do modelo foram estimados de modo que para camadas mais resistentes foram atribuídos valores de constante da mola maiores, e para camadas macias, maior coeficiente de amortecimento.

Tabela 9 - Parâmetros de simulação do modelo 2.

Parâmetro	Valor
$K_1$	100 N/m
$K_2$	80 N/m
$K_3$	60 N/m
$B_1$	0,1 N.s/m
$B_2$	0,2 N.s/m
$B_3$	0,3 N.s/m
$B_4$	0,4 N.s/m
$M_1$	0,002 Kg
MSE	0,90 N

As figuras a seguir ilustram as respostas do sistema obtidas com as simulações. A Figura 27 indica que a resposta tende a zero no infinito para ambas as entradas degrau e impulso unitário. O tempo para alcançar amplitude zero é maior para a entrada degrau, porém o pico de amplitude inicial é menor para este caso.

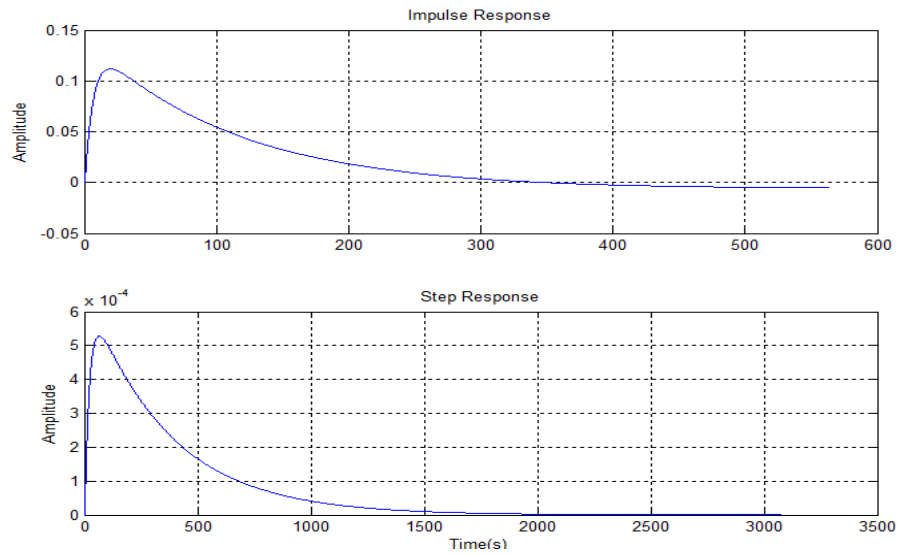


Figura 27 – Gráficos das respostas ao impulso e degrau do modelo 2 completo.

Na Figura 28 observa-se sobreposição de dois pares de pólos e zeros, que se encontram sobre o eixo real, indicando um sistema sem oscilações, subamortecido, como observado nas respostas para o modelo 1.

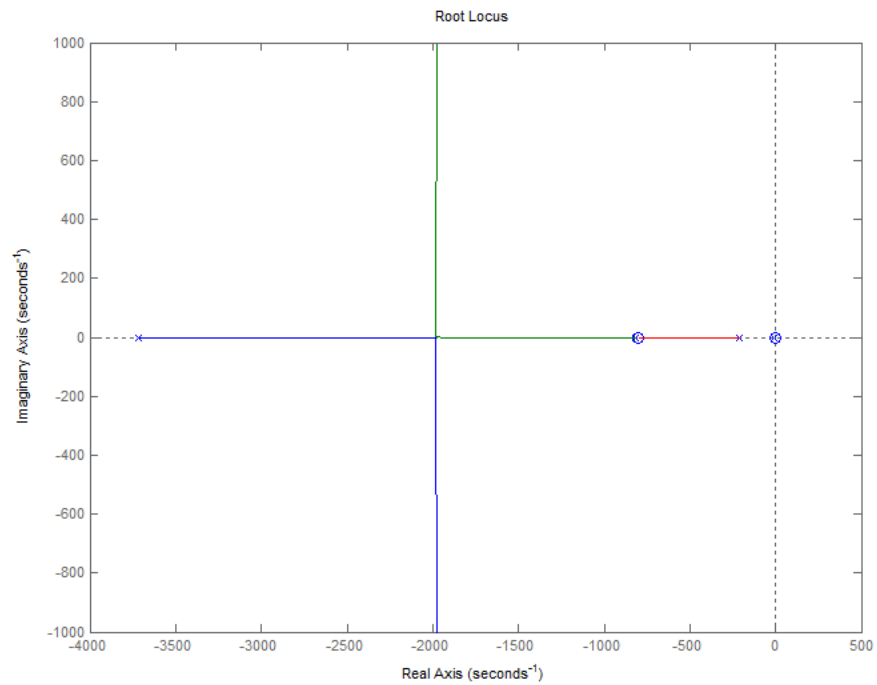


Figura 28 – Gráfico root locus do modelo 2 completo.

A Figura 29 ilustra o diagrama de Bode do sistema, que pode ser relacionada a um filtro passa-banda entre 0,1 e  $10^5$  rad/s, com maior passagem em  $10^2$  rad/s.

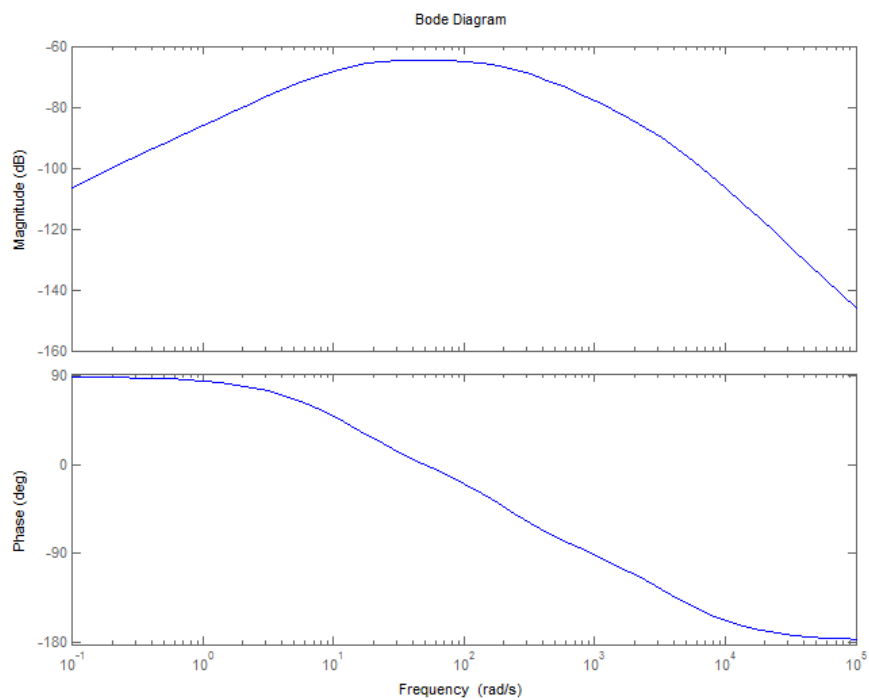


Figura 29 – Diagrama de Bode do modelo 2 completo.

Para o modelo simplificado, os resultados são apresentados a seguir. A Figura 30 demonstra que a resposta às entradas impulso e degrau unitário encaminham para uma instabilidade. Modelar somente até a epiderme conduziu à instabilidade do sistema, indicando que para a acomodação da força propagada, as outras camadas exercem papel importante.

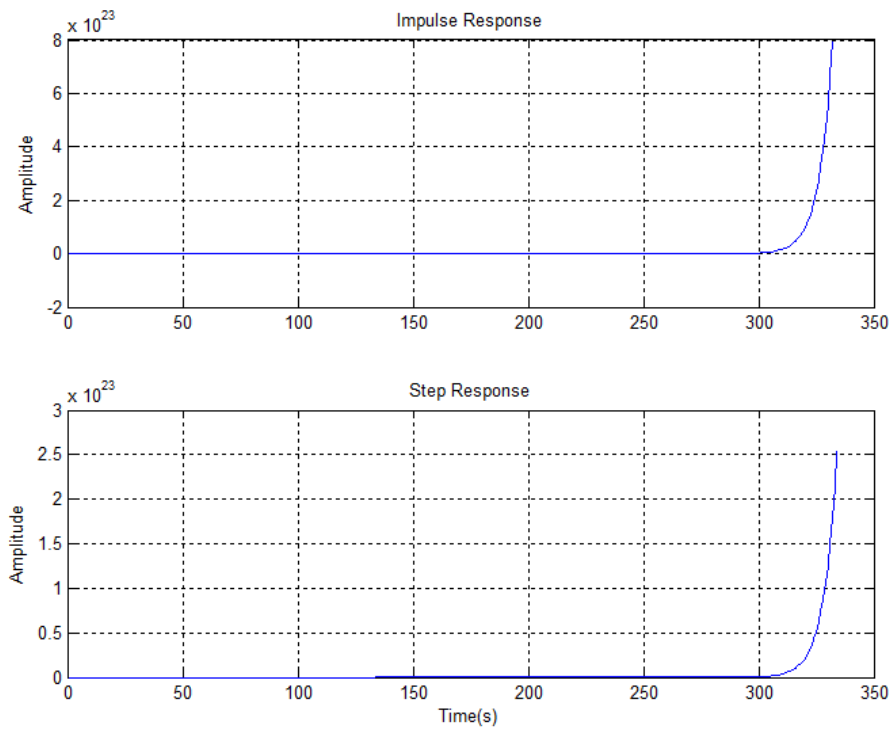


Figura 30 – Gráficos da resposta ao impulso e degrau do modelo 2 simplificado.

A instabilidade é confirmada na Figura 31, em que verifica a presença de pólos no semi-plano direito do plano  $s$ .

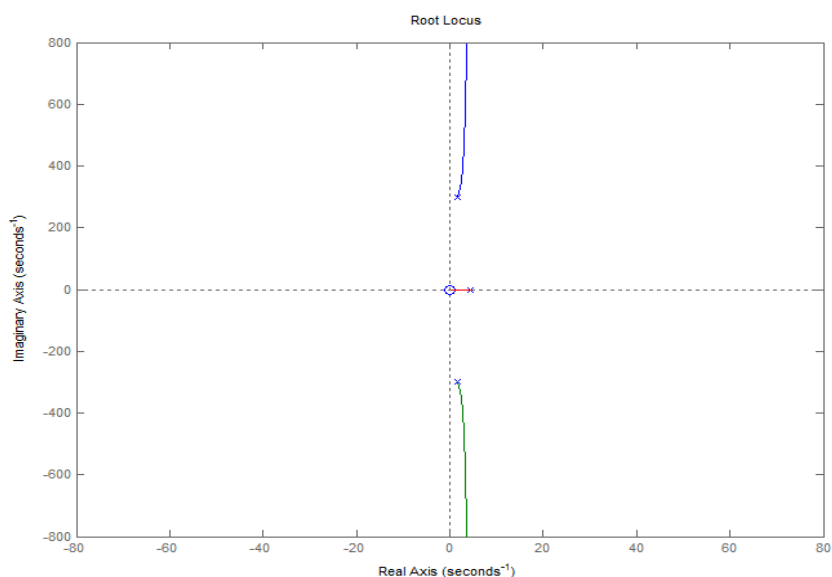


Figura 31 – Gráfico root locus do modelo 2 simplificado.

O diagrama de Bode, abaixo, indica pico de amplitude em zero, aproximadamente, o que indica uma resposta não esperada e não coerente. Pode-se observar que a simplificação do modelo 2 não conduz a uma resposta esperada e coerente, indicando que as parâmetros das demais camadas exercem papel importante na acomodação da força imposta pela perfuração da agulha. Desse modo, esse modelo não é viável.

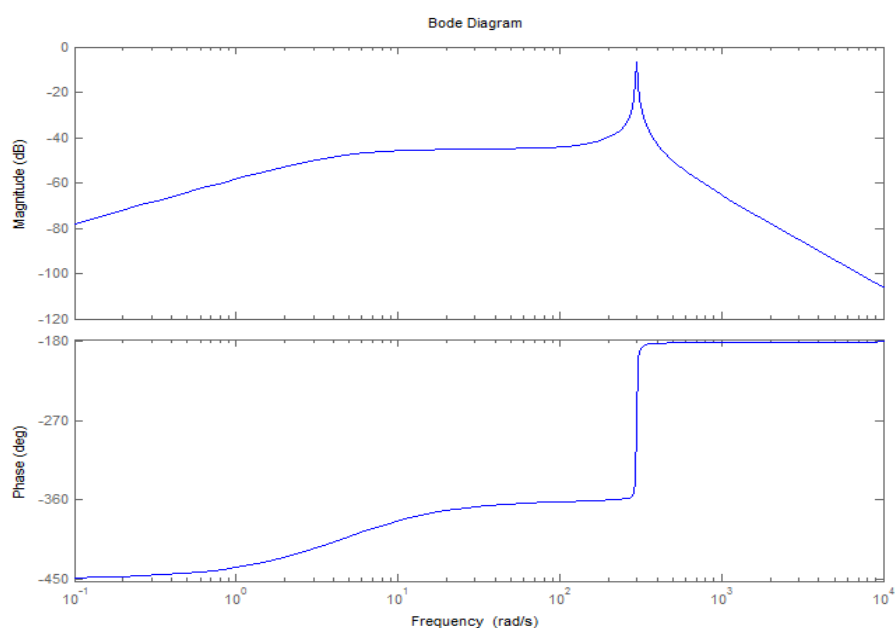


Figura 32 – Diagrama de Bode do modelo 2 simplificado.

#### 4.3. SIMULAÇÕES COMPUTACIONAIS – FORÇA DE PERFURAÇÃO

A força de perfuração foi simulada com os parâmetros utilizados em Souza *et al* (2014), que são apresentados na Tabela 10. O comportamento dessa força é ilustrado na Figura 33.

Tabela 10 - Parâmetros de simulação da força de perfuração.

Parâmetro	Valor
k	$39,1 \cdot 10^{-8} \text{ N/m}$
x	0,0008 mm
$\alpha$	$10^\circ$
E	$1529,57 \text{ N/m}^2$
I	$0,5 \text{ Kg.m}^2$
l	50 mm

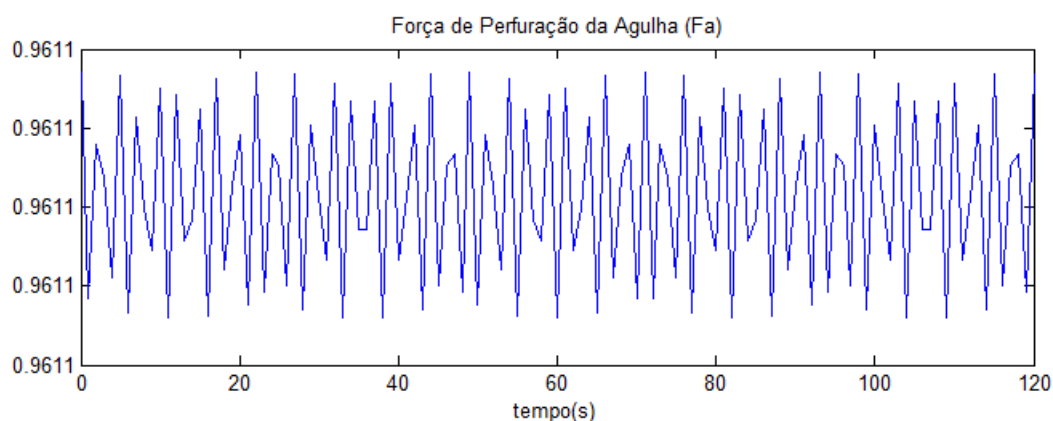


Figura 33 - Comportamento da força de perfuração.

O gráfico acima mostra que a força de perfuração modelada dessa forma pode-se assemelhar a processos de perfuração feito por tatuadores, com a inserção e retirada da agulha em intervalo de tempo pequenos.

#### 4.4. ENSAIOS COM AGULHA EM PELE HUMANA – SEM PERFURAÇÃO

Para realização dos ensaios experimentais na pele humana foram utilizados dois tipos de agulha, ilustradas na Figura 34. Os diâmetros externos das agulhas são de 0,7 mm. A agulha 1 tem comprimento de 25 mm e a agulha 2, de 30 mm. A cor do canhão especifica o diâmetro externo da agulha, que nesse caso é preto e indica 0,7 mm de diâmetro externo.





Figura 34 - Agulhas utilizadas nos ensaios experimentais na pele humana.

Na Figura 35 é ilustrado o delineamento da região específica onde a agulha foi pressionada na região abdominal. É importante salientar que, neste ensaio, a proposta foi de não perfurar a pele humana, de modo que os sinais capturados utilizando o circuito descrito em seções anteriores são referentes à força inserida na pele através da agulha, porém sem haver perfuração.



Figura 35 - Delineamento do local do ensaio.

Dentre os cinco sensores do circuito de aquisição, foram utilizados somente dois para realizar a aquisição dos sinais. O sensor foi fixado com fita adesiva sobre o centro da região

delimitada para não gerar ruído por movimentação, e a agulha foi pressionada sobre a superfície do sensor, contra a pele. Esse procedimento foi feito para os dois sensores, cada um sendo pressionado por cada uma das agulhas, separadamente. Desse modo, os dados capturados não foram referentes à força propagada nas camadas interiores da pele, mas sobre a superfície desta. A aquisição nas camadas interiores só seria possível se o ensaio fosse realizado em corpo cadavérico, de forma que o sensor de força pudesse ser inserido no interior do corpo humano. O corpo cadavérico deve ter um limite máximo de horas após ocorrida a morte, para que as características da pele humana sejam preservadas.

A Figura 36 mostra o comportamento da pele humana com a agulha 1. Os dois sensores emitiram respostas no mesmo range de tensão, o que é coerente. O pico de tensão quando se pressionou com mais força a agulha, foi em torno de 40 mV. Pode-se considerar que o comportamento se assemelha em pequeno nível com a força de perfuração simulada anteriormente, porém não apresenta constância das oscilações.

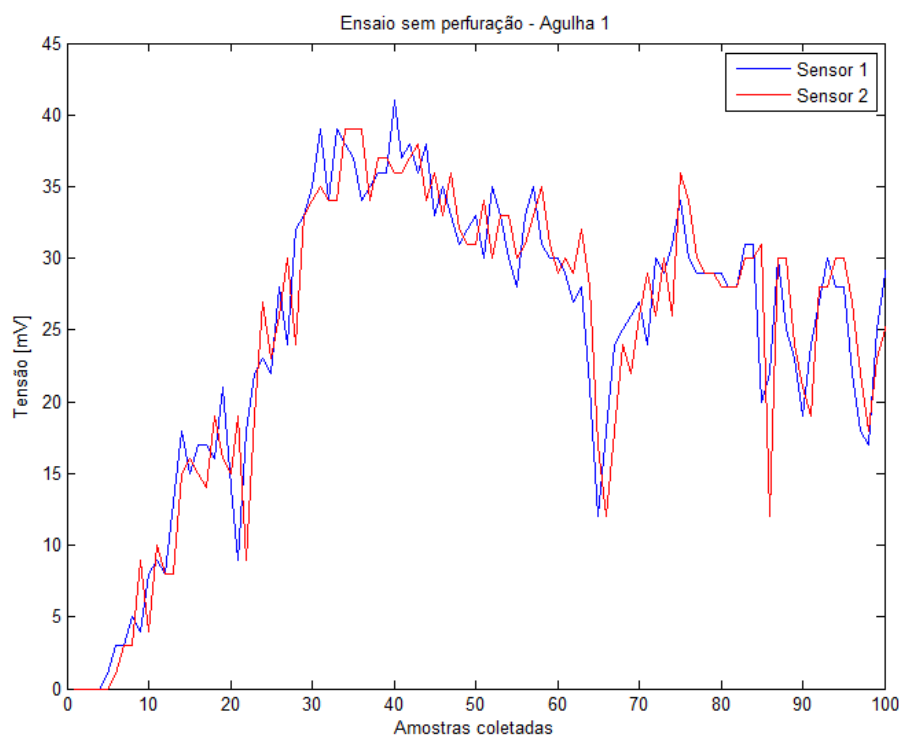


Figura 36 - Dados capturados do ensaio em pele humana com a agulha 1.

A Figura 37 mostra que a agulha 2, de 30 mm de comprimento conduziu a uma tensão

de resposta maior no sensores, com pico aproximado em 50 mV. A Figura 36, que demonstra um ensaio realizado com agulha de comprimento 25 mm apresentou uma tensão de saída menor, indicando que o comprimento da agulha interfere na força sentida pela pele.

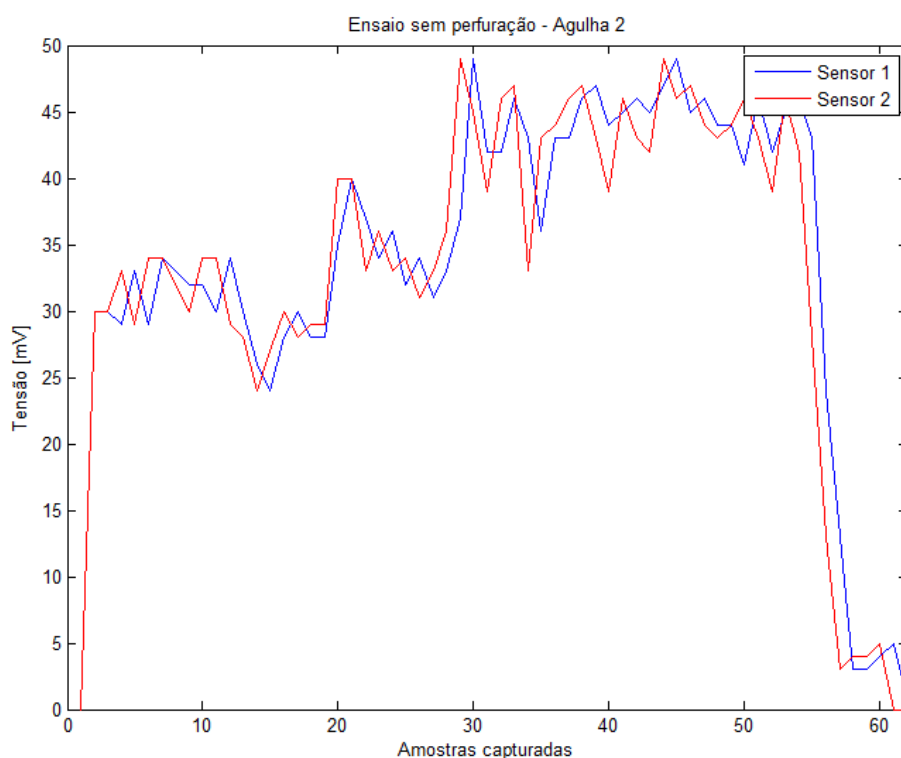


Figura 37 – Dados capturados no ensaio em pele humana com a agulha 2.

#### 4.5. PROTÓTIPO DE PELE HUMANA DERIVADO DE LÁTEX E ENSAIOS

Os resultados alcançados na confecção das camadas da pele humana derivadas de látex seguindo o protocolo especificado anteriormente são ilustrados nas próximas figuras. A Figura 38 mostra o extrato córneo, que compõe a epiderme. Essa camada foi feita com fibra de côco mergulhada no látex e exposta à temperatura de 50 °C na estufa.



Figura 38 – Módulo confeccionado referente ao extrato córneo.

A Figura 39, que representa o extrato granuloso, demonstra o aspecto de grânulos pretendido com o uso desse material. O material foi banhado uma vez no látex e seco à temperatura de 50 °C por 10 minutos.



Figura 39 - Módulo confeccionado referente ao extrato granuloso.

A Figura 40 ilustra o extrato espinhoso, feito com o adição de uma camada de material quadriculado e uma camada de látex puro. Já o extrato basal, Figura 41, foi feito apenas com látex, usando molde de lego para atribuir entrâncias à camada.

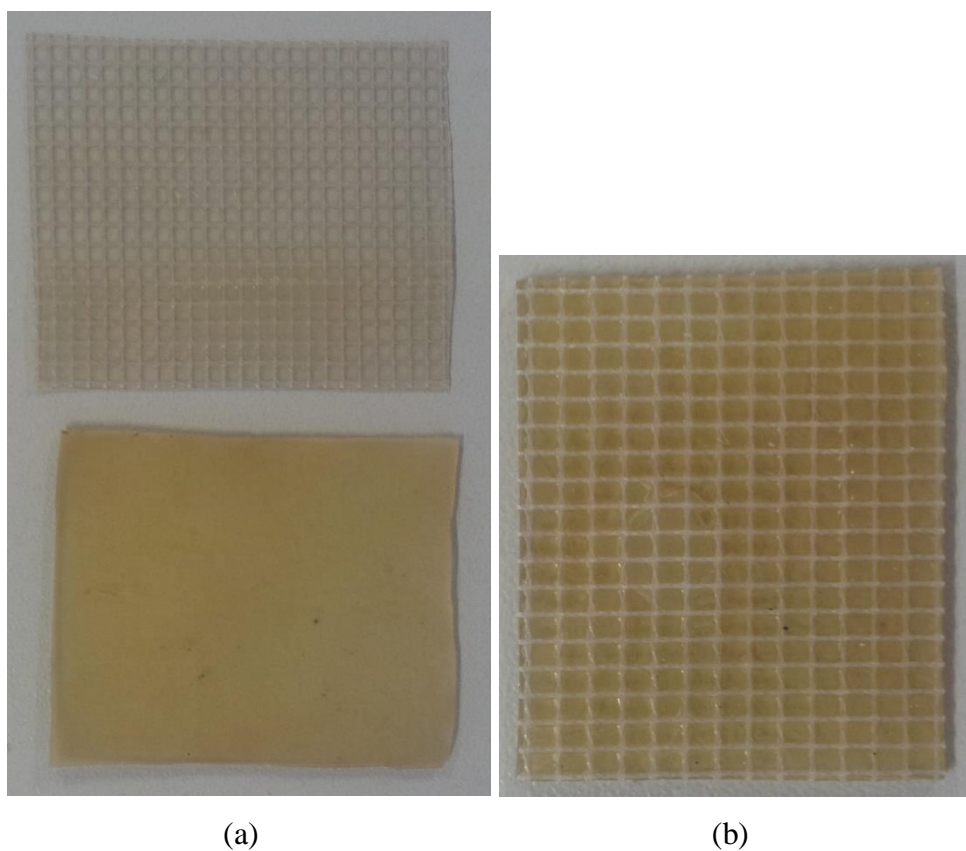


Figura 40 - Módulo confeccionado referente ao extrato espinhoso. a) em subcamadas. b) completo.

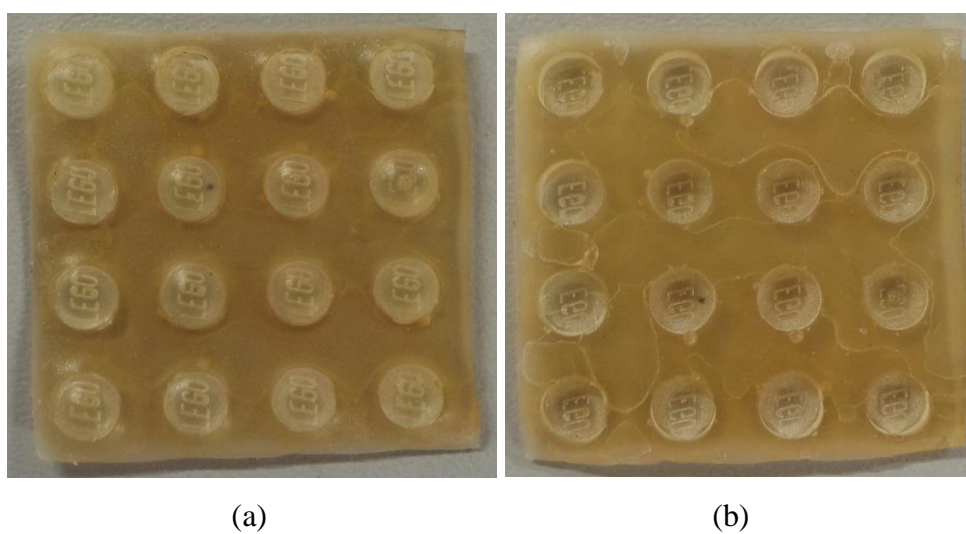


Figura 41 - Módulo confeccionado referente ao extrato basal. a) Vista superior. b) Vista inferior.

A subcamada papilar, referente à derme, também foi confeccionada com látex sem

adição de outros materiais, conforme Figura 42.

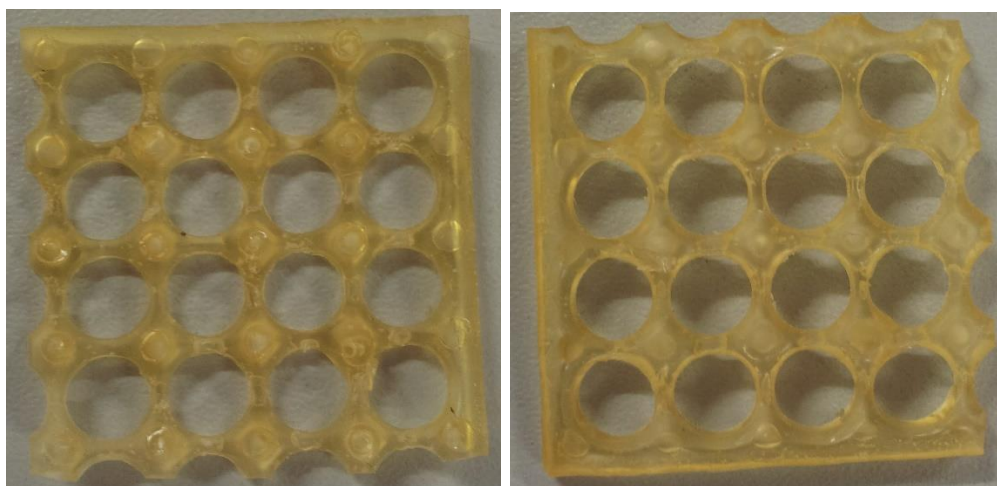


Figura 42 - Módulo confeccionado referente à subcamada papilar (derme).

A Figura 43 ilustra dois modos de usar a linha de costura. Um com a linha em forma de aglomerados, e a outra com a linha esticada. Essas três camadas foram unidas para formar a hipoderme.



(a)

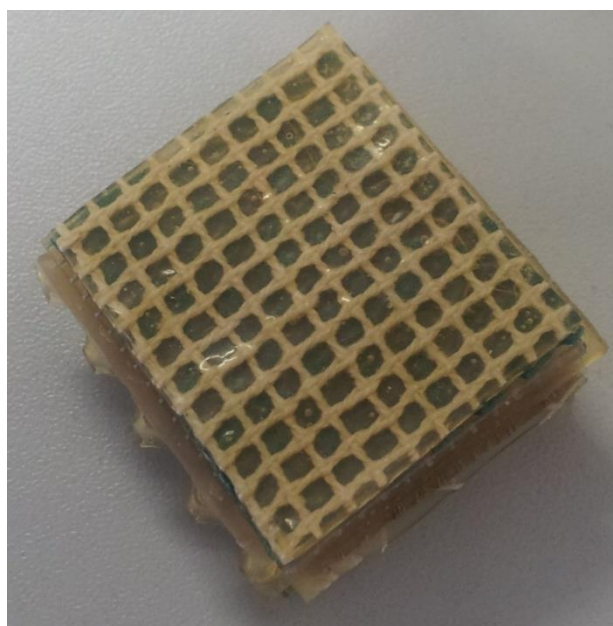




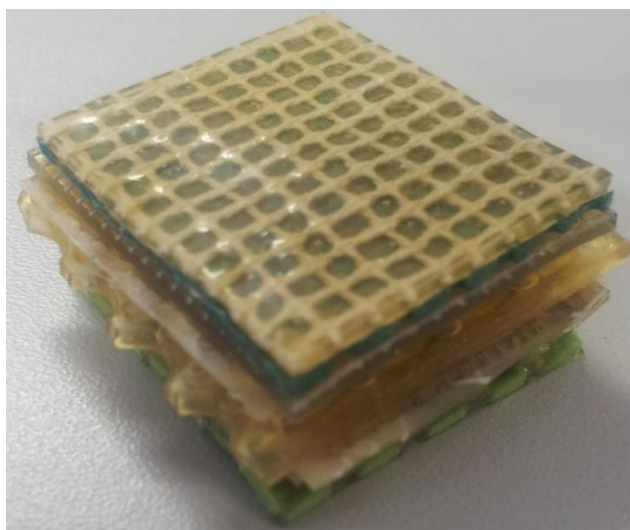
(b)

Figura 43 - Módulo confeccionado referente à subcamada papilar. a) Vista das subcamadas. b) Subcamada completa.

A Figura 44 ilustra o protótipo completo, com a junção de todas as camadas feitas separadamente para formar esse composto final.



(a)



(b)

Figura 44 - Protótipo da pele confeccionado. a) Vista superior. b) Vista Lateral.

A Tabela 11 apresenta as dimensões finais das camadas confeccionadas.

Tabela 11 - Características físicas dos módulos confeccionados.

Camada	Altura [cm]	Largura [cm]	Espessura [cm]
Extrato Córneo	2,8	3,2	0,1
Extrato Granuloso	2,9	3,2	0,1
Extrato Espinhoso	2,9	3,4	0,2
Extrato Basal	3,0	3,1	0,2
Papilar	3,3	3,3	0,1
Reticular	2,8	3,4	0,3
Hipoderme	2,9	3,1	0,2

Após confeccionado o protótipo de pele humana derivado de látex, foram realizados ensaios com os dois tipos de agulha, descritos para os ensaios em pele humana sem perfuração. O ensaio com o protótipo foi realizado pressionando a região central, porém sem perfuração, para que as condições dos ensaios fossem as mesmas, para fins de comparação dos resultados.

A Figura 45 mostra a resposta da pele derivada de látex à pressão feita pela agulha. Observa-se que o pico de tensão foi em média 22 mV. Isso pode indicar que a pele de látex possui uma dureza maior do que a pele humana, de forma que o sistema pele acomodou grande parte da força inserida.



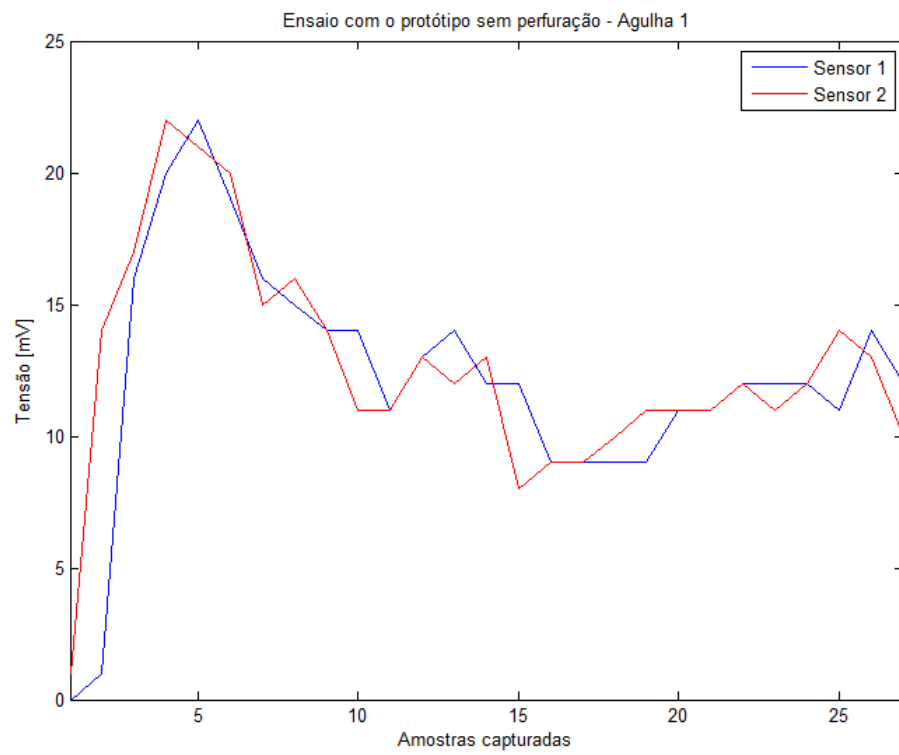


Figura 45 – Dados capturados em pele derivada de látex com agulha 1.

## 5. CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Na revisão da literatura realizada conclui-se que não há ainda padronização de um modelo matemático que descreva a dinâmica mecânica da pele. Foram propostos através desta pesquisa, dois outros modelos para serem avaliados nessa perspectiva. Além disso, foi implementado um protótipo de pele humana derivado do biomaterial látex para ser avaliado como uma opção de simulador para os procedimentos de perfuração por agulha.

Portanto, com objetivo de propor uma primeira análise sob esse enfoque buscou-se, via *Bond Graph* e modelagem fenomenológica, obter a representação dinâmica via espaços de estados do sistema através do modelo 1. E foram feitas algumas modificações neste primeiro modelo, com a inserção de mais elementos viscoelásticos no lugar das massas para avaliar o que essa modificação traria como efeito.

Foi observado que avaliando as respostas somente até a camada epiderme, o sistema tornou-se instável, demonstrando a importância do papel desempenhado pelas demais camadas na dinâmica do modelo.

Com referência ao protótipo implementado com o biomaterial látex, observa-se que o protótipo final conduziu a uma resistência maior do que a da pele humana. Isso indica que a idéia de confeccionar cada camada pode não parecer uma boa opção, devido à espessura tão pequena das camadas reais e a dificuldade de alcançar essas espessuras em laboratório.

Lê-se nos estudos de muitos autores o processo da pressão distribuída ao longo do órgão e como fatores tais como idade e localização no corpo influenciam em tal análise. Entretanto para um primeiro estudo não foi possível analisar todas essas influências haja vista o grau obtido da equação da ordem  $x \in \mathbb{R}^4$ .

Ainda em relação a obtenção do modelo matemático, foi realizada uma análise dos parâmetros que iriam compor o modelo e suas características correlatas. Porém não foram considerados parâmetros reais da pele humana, o que contribui para atribuir erros às respostas obtidas, que também é função do método de modelagem adotado. Pois como verificado, há certas diferenças entre as matrizes finais obtidas por diferentes métodos.

De posse das equações diferenciais resultantes da modelagem matemática do sistema da pele humana, podem ser feitas outras simulações para estudar o seu comportamento com parâmetros reais. Para isto, deve-se escolher um cenário (valores iniciais, condições de contorno, variações previstas), análise esta ainda não realizada neste estudo, proposta como

trabalho futuro. A escolha de parâmetros mostrou-se extremamente importante para a simulação do modelo, estudar os parâmetros reais referentes à pele humana é um trabalho que agrega valor ao modelo e que é proposto como trabalho futuro.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aguirre, LA. Introdução à identificação de sistemas: técnicas lineares e não-lineares aplicadas a sistemas reais. 3ª ed. Belo Horizonte: Editora UFMG, 2007.
- Alves MRC. Estudo da borracha natural para utilização em períodos de entressafra num mesmo composto. Tese de Doutorado. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Química, 2004.
- Bann S, Khan M, Hernandez J, Munz Y, Moorthy K, Datta V et al. Robotics in surgery. *J Am Coll Surg* 2003;196:784-95.
- Boyer G, Zahouani H, Le Bot A, Laquieze L. In vivo characterization of viscoelastic properties of human skin using dynamic micro-indentation. *Proceedings of the 29<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE EMBS, Cité Internationale, Lyon, France, August 23-26, 2007.*
- Brandão ML, Coutinho NJ, Thomazini JA, Lachat JJ, Muglia VF, Piccinato CE. Prótese vascular derivada do látex. In: *Jornal Vascular Brasileiro*, 6(2), 130-141, 2007.
- Chen M, Przyborowski M, Berthiaume F. Stem Cells for Skin Tissue Engineering and Wound Healing. *Crit Rev Biomed Eng*. 2009; 37(4-5): 399–421.
- Cunha ALCP. Desenvolvimento de adesivos biológicos degradáveis. 107f. Dissertação de Mestrado Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade de Coimbra, Coimbra, 2008.
- Dallan PRM. Síntese e Caracterização de Membranas de Quitosana para Aplicação na Regeneração de Pele. Tese de Doutorado, Faculdade de Engenharia Química, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, SP, 212p, 2005.
- Filho AA. Análise de Sistemas Dinâmicos. São José dos Campos: CTA/ITA, 2003.
- Flynn C, Taberner AJ, Nielsen PMF. Characterizing skin using a three-axis parallel drive force-sensitive micro-robot. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE* Page(s): 6481 – 6484. Doi: 10.1109/IEMBS.2010.5627357
- Frade MA, Cursi IB, Andrade FF. Management of diabetic skin wounds with a natural látex biomembrane. In *Medicina Cutânea Ibero-Latino Americana*, 32:157-62, 2004.
- Gmiterko A, Hroncová D, Šarga P. Modeling Mechanical Systems Using Bond Graphs. *Modeling of Mechanical and Mechatronic Systems*, September 20-22, 2011, Her'any, Slovak Republic.
- Gomes MM. Rubberpedia all about Rubber. Acesso em 23/11/2013. Disponível em [www.rubberpedia.com/vulcanizacao/vulcanizacao.php](http://www.rubberpedia.com/vulcanizacao/vulcanizacao.php).
- Guastaldi AC. Biomaterial – ponderações sobre as publicações científicas. *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.*, São Paulo, vol. 58, n. 3, 205-206, 2004.
- Guyton AC, Hall JE. *Tratado de Fisiologia Médica*. 12º ed. Elsevier/Medicina Nacionais, 2011.
- Karnopp D, Margolis DL, and Rosenberg RC. *System Dynamics: Modeling and Simulation of Mechatronic Systems*, 3rd ed. New York: Horizon, 2000.
- Kinoshita G, Mori M. An Elastic Model of Skin and Some Properties on the Variable Threshold Processing of an Artificial Tactile Sense. *Journal of the society of instrument and control engineering*, vol.8, no. 4, pp10-17, 1972 (in Japanese).
- Magenat-Thalmann N, Kalra P, Lévêque JL, Bazin R, Batisse D, Querleux B. A computational skin model: fold and wrinkle formation. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 6, no. 4, December 2002.
- Marques C, Martins A, Conrado, LA. The Use of Hyperbaric Oxygen Therapy and LED Therapy in Diabetic Foot. *LASER in Surgery: Advanced Characterization. Therapeutics, and Systems XIV*, Peter Rechmann, Daniel Fried, Thomas Hennig, Editors, *Proceeding of SPIE* 5312, 47-53, 2004.
- Matsunaga N, Kuroki A, Kawaji S. Superficial Pain Model using ANNs and its application to Robot Control. *Proceedings of the 2005 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*. Monterey, California, USA, 24-28 July, 2005.
- Mrué F. Substituição do Esôfago Cervical de por Prótese Biossintética de látex: estudo experimental em

- ções. Dissertação de mestrado. Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina, 1996.
- Mrué F. Reparo de lesões parciais do esôfago cervical utilizando biomembrana de látex natural com polilisina. Monografia do exame de qualificação da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo – Ribeirão Preto, 2000.
- Oliveira JAA, Hyppolito MA, Coutinho-Netto J, Mrué F. Miringoplastia com a utilização de um novo material biossintético. *Revista Brasileira de Otorrinolaringol*, 69:649-55, 2003.
- Paula PMC, Rodrigues SSR, Brasil LM, Silva RC, Rocha AF. Analysis of Biomaterial Latex-Derived Flow Mechanical Controller. 32<sup>nd</sup> Annual International Conference of the IEEE EMBS, Buenos Aires, Argentina, August 31 – September 4, 2010.
- Pinho ECCM. Uso experimental da biomembrana de látex na reconstrução conjuntival. In: *Arq. Bras. Oftalmol.*, v.67, n.1, 27-32, 2004.
- Petrel H. “Ação de Biomateriais e LASER de baixa intensidade na reparação tecidual óssea. Estudo histológico em ratos”. Dissertação de Mestrado Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista (UNESP) - Araraquara, 165p, 2005.
- Reed KB, Majewicz A, Kallem V, Alterovitz R, Goldberg K, Cowan NJ, Okamura AM. Robot-Assisted Needle Steering. *Robotics & Automation Magazine*, IEEE Volume: 18, Issue: 4, Page(s): 35 – 46, 2011. DOI: 10.1109/MRA.2011.942997
- Ritter AB, Reisman S, Michniak BB. *Biomedical Engineering Principles*. Boca Raton, FL: CRC Press; 2005.
- Rosa SSRF, Altoé ML. Bond Graph modeling of the human esophagus and analysis considering the interference in the fullness of an individual by reducing mechanical esophageal flow. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 29, n. 3, p. 286-297, set. 2013.
- Rosa SSRF, Souza ÊKF, Urbizagástegui PAA, Peixoto LRT, Rocha AF. Modelagem Matemática da Tíbia Humana usando Bond Graph. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, vol. 29, no. 4, p. 1-15, dez. 2013.
- Rosa SSRF. Desenvolvimento de um sistema de controle de fluxo esofágico para tratamento da obesidade. 1. Ed. São Paulo: Edgard Blücher Ltda, 2009.
- Souza EKF, Tahmasebi R, Rosa SSRF, Gomes RR. Modelagem matemática da perfuração por agulha da pele humana: região abdominal. Artigo em processo de publicação no VII Congresso Nacional de Engenharia Mecânica.
- Torres EF. Notas de aula Anátomo-Fisiologia da pele. Acesso em 05/11/2013. Disponível em [www.ebah.com.br/content/ABAAABqeEAC/02-anatomo-fisiologia-pele#](http://www.ebah.com.br/content/ABAAABqeEAC/02-anatomo-fisiologia-pele#).
- Ximenes M e Peron G (2013). Implementação e avaliação de uma palmilha de látex com sistema de sensores para investigação da distribuição de pressão plantar em indivíduos autistas. Dissertação de graduação em engenharia eletrônica, Universidade de Brasília, Campus Gama, DF, 77p.